PROPOSTA DE UM ALGORITMO PARA MINERAÇÃO DE REDES BAYESIANAS A PARTIR DE DADOS MÉDICOS

Cristiane Koehler*, Rosa Maria Vicari**, Cecília Dias Flores**, Sílvia Modesto Nassar***

* Universidade de Caxias do Sul / Departamento de Informática, Caxias do Sul-RS, Brasil
** Universidade Federal do Rio Grande do Sul / Instituto de Informática, Porto Alegre-RS, Brasil
*** Universidade Federal de Santa Catarina / Departamento de Informática e Estatística, Florianópolis-SC, Brasil

ckoehler@ucs.br

Abstract. This paper presents an efficient algorithm for learning Bayesian belief networks from databases. The algorithm takes a database as input and constructs the belief network structure as output. The construction process is based on the computation of mutual information of attribute pairs. Given a data set that is large enough, this algorithm can generate a belief network very close to the underlying model, and at the same time, enjoys the time complexity of $O(N^4)$ on conditional independence (CI) tests. To evaluate this algorithm, we present the results on ALARM network database, and of the Chest_Clinic network database. The results show that this algorithm is accurate and efficient.

Palavras Chaves: **Redes Bayesianas, Aprendizagem de Maquina, Mineração de Redes Bayesianas, Complexidade Computacional.**

Introdução

Atualmente, o uso de inferência probabilística para o desenvolvimento de sistemas inteligentes têm tido muito interesse pela comunidade acadêmica. Um dos objetivos mais importantes dos pesquisadores é o desenvolvimento de técnicas de inferência eficientes para o uso em sistemas inteligentes. No entanto, o seu uso pressupõe a disponibilidade de modelos de conhecimento válidos. Outros pesquisadores têm se preocupado com o desenvolvimento de técnicas capazes de combinar o conhecimento especialista com dados para serem usados no desenvolvimento e mais adiante, no refinamento desses modelos de conhecimento [1]. Nesse contexto, modelos gráficos têm emergido como um poderoso formalismo unificado para muitos modelos probabilísticos, os quais são amplamente utilizados em estatística, aprendizagem de máquina e engenharia [2].

Surgem assim as técnicas de *Data Mining* e a descoberta de conhecimento baseado na tecnologia de Redes Bayesianas para extração de modelos de conhecimento válidos a partir de base de dados. A utilização da abordagem de Redes Bayesianas vem sendo utilizada para modelar conhecimento porque oferece uma estrutura unificada e intuitiva para representar modelos de seus dados. O seu caráter unificado torna possível comparar diferentes hipóteses sobre os dados e a natureza intuitiva do formalismo gráfico de Redes Bayesianas a torna um dos melhores métodos analíticos disponível para a tomada de decisão [4]. Muitos problemas são constatados na modelagem manual de uma Rede Bayesiana, entre eles, o processo de entrevistar o especialista real para extrair conhecimento apresentou várias dificuldades [5]. Este artigo apresenta o algoritmo CBL dos autores Cheng, Bell e Liu [6] e são propostas algumas modificações importantes na tentativa de amenizar os problemas comentados acima.

Materiais e Métodos

A construção de modelos de conhecimento bayesianos envolve três aspectos: a aprendizagem da estrutura da rede, a aprendizagem das relações de causalidade e as probabilidades associadas. O foco deste artigo é a aprendizagem da estrutura da rede, porque a mesma é considerada a de maior importância pela literatura científica, devido a sua complexidade se comparada com a aprendizagem de parâmetros numéricos que é facilmente resolvida por meio de técnicas estatísticas. Isto porque, enquanto o aprendizado de parâmetros numéricos é relativamente simples, o aprendizado de estrutura é um assunto em geral muito complexo e ainda não está bem resolvido [7].

Nos últimos anos, muitos algoritmos de construção de Redes Bayesianas têm sido desenvolvidos. Geralmente, estes algoritmos podem ser agrupados em duas categorias: o de Busca e Pontuação e o de Análise de Dependência [8]. No primeiro método, os algoritmos utilizam métodos de busca heurística para construir um modelo e então avaliá-lo por métodos de pontuação. Este processo continua até que a pontuação do novo modelo não seja significativamente melhor do que o anterior. Diferentes critérios de pontuação tem sido aplicados nestes algoritmos, tais como, Método de Pontuação Bayesiano [9] e [10], Método Baseado em Entropia [11] e *Minimum Description Length Method* [12]. Já no segundo método, os algoritmos constroem

estruturas de Redes Bayesianas analisando as relações de dependência entre os nodos (variáveis). Os relacionamentos de dependência são medidos usando algum teste de independência condicional (IC). Os algoritmos descritos em [13], [14], [15] e o algoritmo proposto neste artigo pertencem a esta categoria.

Ambas categorias têm vantagem e desvantagem: geralmente, a primeira categoria de algoritmos tem menos complexidade de tempo de processamento, mas não pode encontrar a melhor solução devido a sua natureza heurística. A segunda categoria está geralmente correta quando a distribuição de probabilidade dos dados satisfazem determinada suposição, os testes de Independência Condicional (IC) com muitos conjuntos de condições podem não ser confiáveis a menos que o volume de dados seja grande [9].

Na construção da estrutura, muitas Redes Bayesianas são geradas e comparadas a fim de decidir qual é a melhor estrutura. Utilizam-se medidas de qualidade para comparar as estruturas: quanto melhor a aderência da estrutura com a base de dados, maior a qualidade da mesma. A partir de uma determinada base de dados, pode-se gerar um espaço de estruturas. Após encontrar todas as estruturas com alta qualidade - o número de estruturas desses espaços cresce exponencialmente com o número de variáveis - é necessário selecionar uma destas estruturas. Algoritmos de busca são empregados para este fim, mas estes algoritmos, em geral, possuem um custo alto do ponto de vista de tempo de processamento.

Aprendizagem de redes envolve a escolha de, possivelmente, um número exponencial de estruturas e de valores. Mas, onde está o problema ? Resultados básicos da teoria de aprendizagem computacional mostram a dificuldade deste processo, considerando o número de casos necessários para treinamento, e o tempo e espaço requerido para otimização. Estes dois aspectos são referenciados como sendo um exemplo da complexidade e, respectivamente, complexidade computacional. O processo de aprendizagem pode ser realizado com pequenas, médias ou grandes bases de dados. No entanto, com uma pequena base de dados, aprendizagem corresponde a uma aprendizagem parcial, e com uma grande base de dados, o processo de aprendizagem converge para um modelo mais válido, mais confiável. Esta confiabilidade é medida de acordo com alguns critérios de utilidade, tais como *"Erro Quadrático Médio"* ou *"Distância de Kullback-Leibler"* [16].

Em vista disso, surgiram várias questões, entre elas: qual informação pode-se usar para extrair uma estrutura de Rede Bayesiana de melhor qualidade ? É possível aprender estrutura da Rede Bayesiana diretamente de dados estatísticos ? É possível aprender estruturas de Redes Bayesianas considerando apenas as variáveis mais relevantes do domínio de aplicação ? E, quando o número de variáveis relevantes é exponencial ? Como tratar estas questões ?

Neste contexto, pensou-se em utilizar algumas destas abordagens: Teoria de *Rough Sets*, Ontologias, Heurísticas, Recursos Estatísticos como a Análise Multivariada como proposta de solução para estas questões.

Um dos grandes problemas encontrados ao longo dos estudos realizados sobre os algoritmos de aprendizagem de Redes Bayesianas a partir de bases de dados, foi que os algoritmos existentes para "aprender" estruturas de redes levam em consideração todas as variáveis armazenadas nas bases de dados. E isto é que gera uma imensa explosão combinatorial de grande complexidade, sendo muitas vezes classificados como problemas com complexidade NP Completos [16]. Partindo do pressuposto que na prática clínica, o médico especialista decide sobre um determinado diagnóstico levando em conta apenas os sintomas mais importantes, foi que se considerou de grande relevância e necessidade, pesquisar, estudar e implementar técnicas e metodologias que possam, automaticamente, extrair conhecimento a partir de base de dados na forma de modelos de conhecimento bayesianos.

Neste artigo o algoritmo CBL é analisado e é proposta uma nova abordagem para solucionar os problemas encontrados. Este algoritmo faz parte da segunda categoria de algoritmos de aprendizagem bayesiana, foi desenvolvido pelos autores Cheng, Bell e Liu [6] que se basearam no Algoritmo IC de Pearl e Verma [17] para modelá-lo em duas versões A e B.

O algoritmo CBL possui três fases: *drafting*, *thickening* e *thinning*. A primeira fase é essencialmente o algoritmo de construção da árvore de Chow e Liu's; a segunda e terceira fase são projetadas para estender a construção da árvore à construção de uma Rede Bayesiana. Na primeira fase, o algoritmo calcula a informação mútua de cada par dos nodos como uma medida de *"closeness"*, e cria um esboço baseado nesta informação. O esboço é um simples grafo conectado (um grafo sem laços). Especialmente, quando a Rede Bayesiana é uma árvore ou uma *polytree*, esta fase pode construir a rede corretamente e a segunda e terceira fases não mudam. Assim, o algoritmo do Chow e Liu's e o algoritmo de Rebane e de Pearl's podem ser vistos como casos especiais do algoritmo CBL. Na segunda fase, o algoritmo adiciona bordas quando os pares dos nodos não podem ser *d-separated*. O resultado da fase II tem a estrutura de um mapa de independência *(I-map)* [18] do modelo de dependência, dado que este modelo seja um *DAG-Faithful* normal. Na terceira fase, cada arco do *I-map* é examinado usando testes do Independência Condicional (IC) e será removido se os dois nodos do arco puderem ser *d-separated*. O resultado da fase III tem a estrutura de um mapa perfeito [18] quando o modelo é um *DAG-Faithful* normal. No fim da terceira fase, o algoritmo realiza também um procedimento para orientar os arcos do grafo. O resultado desta fase é um *I-map* mínimo.

Segundo os autores [6] e [8], o algoritmo possui complexidade em número de testes de Independência Condicional (IC) da ordem de $O(N^2)$ no pior caso. No

algoritmo A também é utilizado um procedimento para encontrar conjuntos bloqueadores mínimos para compensar os testes de Independência Condicional (IC) em grandes conjuntos condição. Este procedimento usa um método de busca heurístico para encontrar o conjunto e, por ser um método de busca guloso, não garante que um conjunto mínimo será encontrado. Um algoritmo para encontrar conjuntos bloqueadores mínimos pode ser encontrado em [20].

Os autores [6] e [8] também desenvolveram um outro algoritmo, chamado algoritmo B, para conjunto de dados incompletos, cuja complexidade - em número de testes de Independência Condicional (IC) é $O(N^4)$ nos piores casos. O algoritmo B é uma extensão do Algoritmo A de forma a permitir o uso de bases de dados com variáveis ou valores ausentes ou omissos. Estes mesmos autores também implementaram ambos algoritmos (A e B) no ambiente *BNPC - Belief Networks PowerConstructor* [21].

Resultados

Os autores realizaram inúmeros testes tendo a rede ALARM como parâmetro. Nos testes, o algoritmo foi executado em modo *debugging* para permitir monitoração dos resultados intermediários – o que provocou resultados ligeiramente superiores do que quando executado em modo normal. O equipamento utilizado foi um microcomputador *Pentium 133 MHz*, com *32 Mb* de memória *RAM*, sob *Windows NT 4.0* e os dados foram armazenados em um banco de dados *MSAccess*.

Utilizando 10.000 casos o algoritmo A aprendeu a estrutura original com apenas um arco ausente (em relação à rede ideal), em menos de quinze minutos. Sendo que a maior parte deste processamento concentrou-se na primeira fase do algoritmo, quando foram gastos dez minutos e sete segundos. Reaplicando o teste em outro microcomputador (*Dual Pentium 166 MHz*, com *Windows NT 4.0*) obteve-se um ganho de performance de 13%.

Já o algoritmo B, sob as mesmas condições do experimento acima, obteve uma Rede Bayesiana com dois arcos a menos do que a rede original em aproximadamente dezesseis minutos.

Por outro lado, a base de dados da rede *Chest_Clinic* é um arquivo do tipo *MSAccess* e possui 100 casos. Após submeter esta base de dados ao software *BNPC*, foi possível observar que, quando solicitado ao software a geração da rede com ordenação das variáveis (Algoritmo CBL-A), o mesmo gerou a rede sem nenhuma ligação faltando ou ligação excedente. E quando foi selecionado a opção sem ordenação das variáveis (Algoritmo CBL-B), o software gerou dois arcos de orientação da relação causal faltando.

Logo, nota-se que o resultado não foi tão bom quanto da primeira vez e que o ambiente ainda depende muito da ordenação das variáveis, isto é, do conhecimento prévio sobre o domínio de aplicação por parte do usuário.

Discussão

Como pôde ser observado nas seções anteriores, o Algoritmo CBL nas versões A e B não são úteis para "aprender" Redes Bayesianas a partir de dados sem a intervenção do usuário, isto é, o usuário ainda deve informar as variáveis, a ordenação e a causalidade das relações das mesmas, pois o algoritmo CBL versões A e B necessita das mesmas para gerar a rede. Por outro lado, foi constatado que o algoritmo CBL é um dos algoritmos mais eficientes e ágeis para aprender Redes Bayesianas a partir de dados. Por isso, propõe-se a modelagem de uma nova versão do Algoritmo CBL, chamada de CBL-K que deverá extrair, de uma forma totalmente automatizada, estruturas de Redes Bayesianas a partir de dados.

A versão proposta deverá, automaticamente, identificar as variáveis mais relevantes, relações de dependências e relações de causalidade entre as mesmas, sem informações vinda do usuário, apenas da análise dos dados. No entanto, para isso a versão CBL-K deverá tratar os seguintes problemas: a) a identificação das variáveis mais relevantes pode ser feita a partir de análises estatísticas sobre os dados, isto é, serão utilizadas estruturas de correlação. Isto porque um dos problemas mais significativos do algoritmo CBL versões A e B é que os testes de Independência Condicional (IC) com uma quantidade muito grande de variáveis pode tornar-se inviável [18]; b) a identificação das relações de causalidade poderão ser feitas com a utilização do critério *d-separation* [18] ou de recursos estatísticos; e c) tratar o problema da explosão combinatorial de variáveis, onde o problema é a geração de várias estruturas para a rede gerando um espaço exponencial de estruturas. Isto é um problema exponencial por causa do número de nodos (variáveis) do problema em questão. A fórmula de Robinson proposta em [23], determina o número de possíveis estruturas com n número de nodos. No entanto, como pode ser visto em [10], [13], [14], [15], [16] e [18], ainda não foi desenvolvido um algoritmo que resolva o problema da complexidade exponencial. Por isso, está sendo proposto a utilização de recursos Estatísticos para minimizar o problema em questão.

Esta nova versão do Algoritmo CBL deve analisar os nodos (variáveis) mais importantes para minimizar o problema da complexidade computacional. Para isso, o mesmo será tratado utilizando recursos estatísticos como a Análise Multivariada. Um ponto relevante da Análise Multivariada é o aproveitamento da informação conjunta das variáveis envolvidas. A análise por técnicas multivariadas permite utilizar também informações provenientes das possíveis correlações existentes entre as características desejadas.

Conclusões

Finalmente, após uma análise minuciosa do algoritmo CBL, uma das principais conclusões a que se pode chegar é que o algoritmo CBL é o que mais atende

a necessidade de se extrair modelos de conhecimento de base de dados, na forma de estruturas de Redes Bayesianas. No entanto, o funcionamento correto deste algoritmo está condicionado a um conhecimento profundo da rede que será gerada. A sua aplicação em casos reais, onde não se conhece a estrutura da rede, ainda está longe de uma correção desejável. Além disso, o seu desempenho em bases de dados com grande quantidade de registros fica muito comprometido.

Por isso, da proposta em remodelar o Algoritmo CBL em uma nova versão utilizando uma abordagem Estatística para solucionar os problemas da identificação das variáveis mais relevantes, suas relações de causalidade e o problema da explosão combinatorial.

A aplicação da nova versão do algoritmo CBL, o algoritmo CBL-K será implementada e testada juntamente ao ambiente multiagente AMPLIA [22]. Atualmente, o algoritmo CBL versão K está sendo implementado na linguagem *CBuilder da Borland*, com acesso a rotinas do pacote de software Matlab chamado *Bayes Net Toolbox (BNT)* de código fonte livre. No momento, estão sendo implementadas rotinas que utilizam estruturas de correlação para análise das variáveis. Posteriormente, estas rotinas serão testadas com as bases de dados *Alarm* e *Chest_Clinic*.

Referências

[1] Krause, P.J. Learning Probabilistic Networks. Philips Research Laboratories Tech. Report., 1998.

[2] Jordan, M.I. Learning in Graphical Models. MIT Press, 1999.

[3] Rezende, S. O. Sistemas Inteligentes: fundamentos e aplicações. Barueri: São Paulo: Manole, 2003.

[4] Documento on-line disponÍvel em no web-site: http://www.igce.unesp.br/igce/grad/computacao/cintiab/datamine/introducao.html, em Fevereiro de 2004.

[5] Pearl, J. Fusion, Propagation and Structuring in Belief Networks. Artificial Intelligence, vol 29(3):241-288. 1986.

[6] Cheng, J., Bell, D. A. e Liu, W. Learning belief networks from data: An efficient approach based on information theory. (report98.ps.gz) Technical Report, 1998.

[7] Silva, W. T., e Ladeira, M. Mineração de Dados com Redes Bayesianas. XXI JAI – Jornada de Atualização em Informática. Anais do XXII Congresso da Sociedade Brasileira de Computação, vol. 2, pg. 235-286, 2002.

[8] Cheng, J., Bell, D.A. e Liu, W. An Algorithm for Bayesian Belief Networks construction from data. In Proceedings of AI & STAT'97, pp. 83-90, Flórida, 1997.

[9] Cooper, G. and Herskovits, E. A Bayesian method for the induction of probabilistic networks from data. Machine Learning, 9:309--347, 1992.

[10] Heckerman, D., Geiger, D., Chickering, D. M. Learning Bayesian networks: The combination of knowledge and statistical data. Technical Report MSR-TR-94-09, Microsoft Research, Advanced Technology Division, July 1994.

[11] Herskovits, E. H. Computer-based probabilistic network construction. Doctoral Dissertation. Medical Information Sciences, Stanford University, Stanford, CA, 1991.

[12] Suzuki, J. Learning bayesian belief networks based on the MDL principle: an efficient algorithm using the branch and bound technique. In: Proceedings of the International Conference on Machine Learning, Bally, Italy, 1996.

[13] Spirtes, P., Glymour, C. e Scheines, R. An algorithm for fast recovery of sparse causal graphs, Social Science Computer Review, 9, 6272, 1991.

[14] Wermuth, N. e Lauritzen, S. Graphical and recursive models for contingency tables. Biometrika, 72, 537552, 1983.

[15] Srinivas, S., Russel, S. e Agogino, A. Automated construction of sparse Bayesian networks from unstructured probabilistic models and domain information. In Henrion, M. Schachter, R.D., Kanal, L.N. and Lemmer, J.F. (Eds.), Uncertainty in artificial intelligence 5, Amsterdam: North-Holland, p. 295-308, 1990.

[16] Buntine, W. A guide to the literature on learning probabilistic networks from data. IEEE Transactions on Knowledge and Data Engineering, 8:195—210, 1996.

[17] Verma, T.S. e Pearl, J. Equivalence and synthesis of causal models. Proceedings of the sixth international conference on uncertainty in artificial inteligence, 1990.

[18] Pearl, J. Probabilistic Reasoning in Intelligent Systems: Networks of Plausible Inference. San Mateo, Calif.: Morgan Kaufmann, 1988.

[19] Rebane, G., Pearl, J. The recovery of causal polytrees from statistical data. Proceedings of UAI'87, pp 222-228, Seattle, 1987.

[20] Acid, S. e Campos, L.M. An Algorithm for Finding Minimum d-Separating Sets in Belief Networks, Proceedings of UAI'96, 003010, E. Horvitz, F. Jensen (eds), MorganKaufmann, 1996.

[21] BNPC 2004. Documento disponível em http://www.cs.ualberta.ca/~jcheng/bnpc.htm, em Março de 2004.

[22] Vicari, R. M.; Flores, C. D.; Seixas, L.; Silvestre, A.; Ladeira, M.; Coelho, H., 2003. A Multi-Agent Intelligent Environment for Medical Knowledge. In: Journal of Artificial Intelligence in Medicine, Elsevier Science, Volume 27, Issue 3 , 335-366, 2003.

[23] [Cooper 1992] Cooper, G. and Herskovits, E. A Bayesian method for the induction of probabilistic networks from data. Machine Learning, 9:309--347, 1992.

COMPORTAMENTO DE DIFERENTES PARÂMETROS EXTRAÍDOS DO SINAL DE EMG EM FUNÇÃO DA FORÇA MUSCULAR

M. A. C. Garcia*, A. A. Louzada*, T. A. Perini**, G. L. Oliveira**, J. S. Ornellas**, T. T. Matta*, L. A. Imbiriba* e J. Magalhães*

* Laboratório de Biomecânica da EEFD/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
** Laboratório de Fisiologia do Exercício da EEFD/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: garcia@eefd.ufrj.br

Abstract: Many investigators have studied the relationship between myoelectric activity and muscular performance measured as work, torque or force. However, no consensus exists about the best parameter for this kind of analysis. Twenty male students performed isometric contractions in different levels and the EMG signal collected from the right *biceps braquii* muscle. The root mean square value (RMS), the mean frequency from the EMG power spectrum, and the intervals of time between adjacent zero crossings (ZCI) were extracted from the EMG signals. The results pointed out that the RMS value presents a better correlation with muscle force and a simple interpretation of its regulatory mechanisms.

***Palavras Chaves*: Força muscular, eletromiografia, EMG**

Introdução

Os mecanismos envolvidos no controle da contração muscular continuam atraindo a atenção de inúmeros pesquisadores. Sendo assim, há uma extensa lista de trabalhos na literatura que apontam possíveis mecanismos reguladores da atividade muscular, tanto no âmbito clínico como no desportivo [1],[2],[3],[4]. Dentre as propostas de análise, a eletromiografia (EMG) tem sido a técnica eletrodiagnóstica comumente utilizada, na qual, através de parâmetros temporais e espectrais, é possível estabelecer relações com o nível de força produzida por um indivíduo em uma determinada tarefa [5],[6]. Entretanto, diferentes resultados são encontrados na literatura e, portanto, inúmeras questões são levantadas quanto à consistência de cada um dos possíveis parâmetros testados na análise do sinal de EMG em relação à produção de força [7]. Logo, em função dos mais variados resultados, alguns trabalhos têm sido realizados no sentido de obter normas de utilização da EMG nas mais diferentes situações de contração muscular [8].

Dentre os mais variados aspectos relacionados com a aquisição do sinal de EMG de superfície, os tecidos presentes na interface eletrodo-músculo, principalmente o adiposo, funcionam como um filtro, onde componentes de mais alta freqüência são impedidos de passar, modificando, assim, a morfologia do sinal [9]. Baseados nisso, muitos trabalhos desenvolvem suas análises a partir de dados normalizados, em detrimento do alto grau de variabilidade nos dados absolutos entre indivíduos [10].

Garcia e Souza [11], visando um método alternativo de análise, investigaram possíveis estratégias de controle da contração muscular, em resposta ao treinamento com carga, através de parâmetros estatísticos do comportamento dos intervalos de tempo entre cruzamentos por zeros adjacentes (ZCI) do sinal de EMG. Neste caso, os autores, mediante o ajuste de uma função distribuição de probabilidade, a Weibull, destacaram algumas das vantagens do método que, dentre eles, é a falta de sensibilidade às variações de ganho introduzidas pelo amplificador [11].

Deste modo, o objetivo deste trabalho foi comparar, em diferentes níveis de contração, o comportamento dos ZCI com a raiz média quadrática (valor RMS) e a freqüência média, calculada a partir do espectro de potência do sinal.

Materiais e Métodos

Vinte voluntários saudáveis do sexo masculino (24,1 ± 5,3 anos), destros e, na sua maioria, alunos de graduação da EEFD/UFRJ, participaram do estudo. Todos receberam esclarecimentos sobre os procedimentos adotados e assinaram termo de consentimento de participação no estudo, submetido ao Comitê de Ética do HUCFF/UFRJ.

O sistema de aquisição foi composto de um computador (Pentium - 200 MHz), um conversor analógico-digital (DaqPad 1200 – NATIONAL INSTRUMENTS, EUA) de 12 bits e faixa dinâmica de ± 5V. Para captação dos sinais, foi utilizado um eletromiógrafo de 2 canais desenvolvido no Laboratório de Biomecânica da EEFD/UFRJ, segundo normas da *European Recommendations for Surface Electromyography* (*SENIAM Project*) [8]. A banda de freqüência foi limitada entre 10 e 500 Hz e ganho total de 1000. Os programas de aquisição e processamento dos sinais, assim como o desenvolvido para a realização dos testes de força, foram elaborados em LabView (NATIONAL INSTRUMENTS, EUA). A freqüência de amostragem adotada foi de 2 kHz.

Para a realização dos testes foi desenvolvido um aparato mecânico para apoio do membro superior direito e utilizado um sistema de dinamometria, com

capacidade para regulagem individual de altura e distância em relação à articulação do ombro direito, mantendo-o em abdução de 70º (Figura 1). Um dinamômetro (KRATOS DINAMÔMETROS, LTDA), fixado ao solo, junto ao suporte, foi utilizado para a aquisição dos sinais de força. Durante a realização dos testes, cada voluntário permanecia sentado, com as articulações do joelho e quadril flexionadas em aproximadamente 90º; e membro superior direito abduzido, segundo a figura 1.

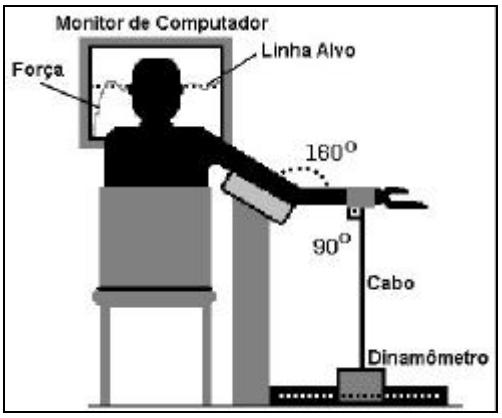


Figura 1: Esquema do aparato mecânico e do posicionamento do voluntário em relação ao sistema de aquisição de força.

O protocolo experimental constou de um teste de carga máxima (CM) por 5 s. A partir deste dado foram calculadas as cargas percentuais administradas durante os testes de força: 20%, 40%, 60% e 100% da CM. Os testes foram realizados em um único dia e cada um consistiu de contrações isométricas mantidas por oito segundos, com um intervalo mínimo de dois minutos entre cada. Para o alcance da carga alvo, cada voluntário recebeu *feedback* visual com o auxílio de um monitor de computador (Figura 1), colocado a uma distância de 75 cm, para cada uma das cargas administradas em ordem aleatória, através de um sorteio realizado antes de cada aquisição.

A aquisição dos sinais de força e de EMG foi definida a partir do momento em que cada voluntário alcançasse a carga alvo, perdurando por 8 segundos. Além disso, todos os voluntários receberam estímulo verbal por parte do experimentador.

Os eletrodos de superfície (Ag-AgCl, Meditrace, Kendall, Canadá) foram colocados sobre a região ventral do músculo bíceps braquial direito, seguindo protocolo sugerido por Hermens *et al.* [8]. Este protocolo foi baseado na distância tomada entre o acrômio e a fossa cubital, próximo à linha articular do cotovelo. À 1/3 desta distância, a partir da fossa cubital, foi feita uma marca que determinava o ponto médio entre os eletrodos, fazendo com que a distância entre eles, centro a centro, totalizasse 4 cm.

Quanto aos sinais de EMG, foram somente estudados os valores médios dos 6 segundos intermediários de cada trecho de sinal obtido, excluindo, portanto, o primeiro e último segundo.

Foram calculados os seguintes parâmetros a partir dos sinais de EMG: Freqüência média (FME), a partir do espectro de potência; a raiz média quadrática (valor RMS); e os intervalos de tempo entre cruzamentos por zeros adjacentes do sinal (ZCI). Cada um destes parâmetros foi, por sua vez, extraído de janelas de 1 segundo dos trechos intermediários selecionados.

A FME foi obtida a partir da Transformada Rápida de Fourier (FFT) e, determinado o espectro de potência do sinal ($S_m(f)$), esta variável pode ser expressa da seguinte maneira:

$$EMG_{FME} = \frac{\int_0^f f S_m(f)\,df}{\int_0^f S_m(f)\,df} \quad (1)$$

O valor RMS, por sua vez, foi obtido através da seguinte equação:

$$EMG_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T}\int_0^T x^2(t)\,dt} \quad (2)$$

Onde,
$x(t)$ é o trecho de sinal no segmento de duração T.

Os intervalos de tempo entre cruzamentos por zeros adjacentes (ZCI) do sinal foram calculados através da equação abaixo:

$$ZCI = \frac{N_i - 1}{FA} \quad (3)$$

Onde,
N_i é o número de amostras de um trecho i (positivo ou negativo) do sinal;
FA é a freqüência de amostragem do sinal (2kHz).

Para a comparação dos parâmetros entre as cinco cargas estudadas foi utilizada ANOVA *one-way* (α=0,05) e análise post-hoc *Tukey HSD*. A análise dos dados foi realizada através do programa *STATISTICA* 5.1 (StatSoft, Inc.).

Resultados

A FME apresentou comportamento crescente com a carga (Figura 2) somente entre 20 e 40% da CM, decaindo em seguida. Entretanto, diferenças estatisticamente significativas foram observadas entre ambas as cargas, ou seja, 20% (p=0,0023) e 40% (p=0,0088) da CM, e 100% da CM, respectivamente. Este comportamento corrobora com outros dados da literatura, já apresentados por Bilodeau *et al.* [7],[9].

Os ZCI apresentaram comportamento inverso, mas sem qualquer diferença estatística significativa (p>0,05) entre as cargas (Figura 3). Comportamento semelhante foi observado por Garcia *et al.* [12] em projeto piloto, na análise da gradação de força sob condições de fadiga muscular. Além disso, ambas apresentaram forte correlação negativa (Correlação de *Pearson*, r=-0,88, α=0,05) (Figura 4), resultado que também foi identificado pelos mesmos autores [12].

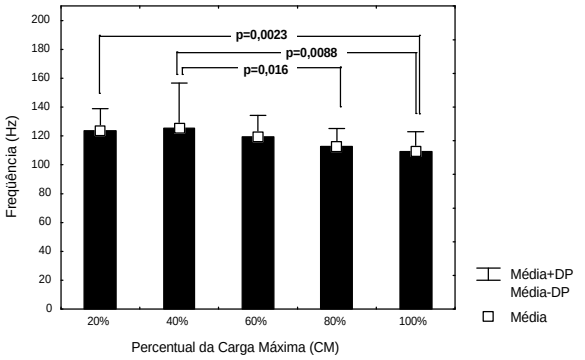


Figura 2: Valores médios e desvio-padrão (DP) da FME em relação aos diferentes percentuais de carga.

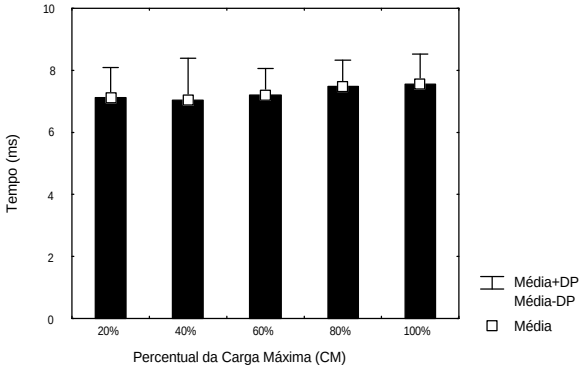


Figura 3: Valores médios e desvio-padrão (DP) da ZCI em relação aos diferentes percentuais de carga.

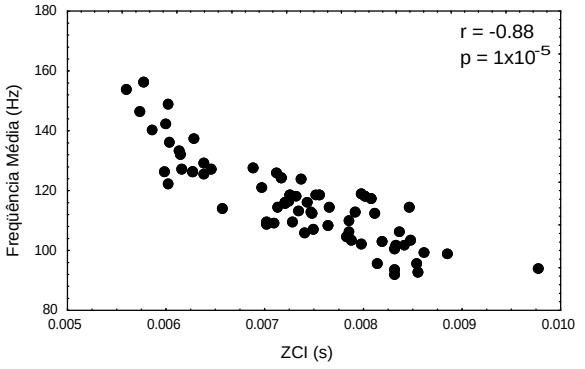


Figura 4: Diagrama de dispersão e coeficiente de correlação de *Pearson* apresentando o comportamento das variáveis ZCI e FME para todas as cargas estudadas.

O valor RMS, por outro lado, apresentou comportamento crescente com a carga, como pode ser observado na Figura 5, apesar de não ter sido observada diferença significativa entre 40 e 60% da CM (p=0,436) e 80 e 100% da CM (p=0,0801).

O comportamento crescente do valor RMS associado ao aumento no nível de força produzido pelo músculo é amplamente discutido na literatura. Entretanto, observa-se que a dispersão da variável entre sujeitos cresce simultaneamente, o que é verificado através do aumento do desvio-padrão com a carga e que poderia refletir em um maior coeficiente de variação. Por sua vez, o aumento na dispersão dos dados se reflete na ausência de diferença estatística significativa entre 40 e 60% da CM, assim como entre 80 e 100% (Figura 5). Resultados semelhantes a este são apresentados na literatura [13].

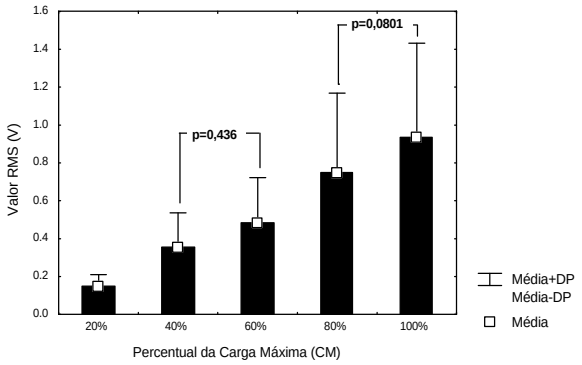


Figura 5: Valores médios e desvio-padrão (DP) do valor RMS em relação aos diferentes percentuais de carga.

Discussão

O aumento na produção de força muscular é conduzido por dois processos básicos: somação espacial e somação temporal. O primeiro refere-se ao recrutamento de unidades motoras (UM) e o segundo ao aumento na taxa de disparos dos potenciais de ação das UM (PAUM). Durante o aumento da contração muscular, ambos os processos conduzem a um aumento na soma coerente de potenciais de ação de UM (PAUM), levando a um aumento na amplitude do sinal de EMG, refletido no valor RMS. Entretanto, à medida que novas UM são recrutadas, variações na morfologia e na velocidade de condução dos PAUM (VCPAUM) conduzem a um deslocamento para componentes de mais alta freqüência no espectro de potência do sinal [5],[7],[9]. Deste modo, teríamos uma FME crescente com o aumento da carga. Entretanto, segundo Bilodeau *et al.* [7],[9], este comportamento só é facilmente detectado quando a distância entre os eletrodos é reduzida, ou seja, inferior a 1 cm. Assim, distâncias superiores a esta, como a aplicada neste trabalho, parecem não permitir tal observação e que, portanto, devem receber especial atenção na etapa de definição do protocolo experimental [9]. Logo, a literatura tem

apresentado resultados divergentes quando as análises são baseadas no domínio da freqüência, pois diferentes autores têm adotado diferentes protocolos.

Minimizados os possíveis efeitos da distância entre eletrodos na morfologia do sinal, é possível, inclusive, estabelecer relações entre componentes de freqüência do espectro, tais como a FME e a VCPAUM que, segundo diferentes autores, podem funcionar como indicadores dos tipos de fibras envolvidos na etapa de contração [9],[13].

O valor RMS apresentou comportamento crescente com a carga, como já observado em outros trabalhos na literatura. Dentre os diferentes parâmetros utilizados na análise do sinal de EMG, este parece traduzir de maneira clara e objetiva os mecanismos de gradação de força, apesar da variabilidade entre sujeitos.

Quanto à média dos ZCI, esta, apesar de fortemente correlacionada com a freqüência, não se comportou como esperado, ou seja, crescente com o aumento da força, apesar de Garcia e Souza [11] demonstrarem o potencial da variável na análise da contração muscular.

Conclusão

A partir dos resultados encontrados, acredita-se que, apesar do grau de variabilidade do valor RMS entre sujeitos e, consequentemente, da necessidade de normalização dos dados, como é muitas vezes sugerido, a análise através da amplitude suporta uma aplicação do sinal de EMG como método simples de análise da força muscular. Isto sugere que a análise no domínio do tempo, através do valor RMS, proporciona uma leitura mais simples e menos sujeita a problemas comuns ao processo de aquisição do sinal de EMG.

Referências

[1] EDGERTON, V.R., WOLF, S.L., LEVENDOWSKI, D.J., "Theoretical basis for patterning EMG amplitudes to assess muscle dysfunction". *Med. Sci. Sports. Exerc.* 28(**6**): 744-51, 1996.

[2] ZWARTS, M.J., DROST, G., STEGEMAN, D.F., "Recent progress in the diagnostic use of surface EMG for neurological diseases". *J. Electromyogr. Kinesiol.* 10: 287-91, 2000.

[3] BABAULT, N., POUSSON, M., BALLAY, Y., HOECKE, J.V., "Activation of human quadriceps femoris during isometric, concentric, and eccentric contractions". *J. Appl. Physiol.* 91: 2628-34, 2001.

[4] LINNAMO, V., MORITANI, T., NICOL, C., KOMI, P.V., "Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels". *J. Electromyogr. Kinesiol.* 13: 93-101, 2003.

[5] BILODEAU, M., ARSENAULT, A.B., GRAVEL, D., BOURBONNAIS, D., KEMP, F., "Level of force effect on the EMG power spectrum: A reliability study". *Proc. Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Philadelphia, USA, pp. 2196-2197, 1990.

[6] ALKNER, B.A., TESCH, P.A., BERG, H.E., "Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press". *Med. Sci. Sports. Exerc.* 32(**2**): 459-63, 2000.

[7] BILODEAU, M., CICERA, M., GERVAIS, S., ARSENAULT, A.B., GRAVEL, D., LEPAGE, Y., MCKINLEY, P., "Changes in the electromyographic spectrum power spectrum distribution caused by progressive increase in the force level". *Eur. J. Appl. Physiol*. 71: 113-123, 1995.

[8] FRERIKS, B., HERMENS, H.J., DISSELHORST-KLUG, C., RAU, G., "The recommendations for signal processing methods for surface electromyography", in HERMENS, H.J., FRERIKS, B., MERLETTI, R., STEGEMAN, D., BLOK, J., RAU, G., DISSELHORST-KLUG, C., HÄGG, G. (Ed): *European Recommendations for Surface Electromyography – SENIAM Project*, Enschede: Roessingh Research and Development b.v., pp. 13-25, 1999.

[9] BILODEAU, M., ARSENAULT, A.B., GRAVEL, D., BOURBONNAIS, D., "The influence of an increase in the level of force on the EMG power spectrum of elbow extensors". *Eur. J. Appl. Physiol*. 61: 461-66, 1990.

[10] ERICSON, B.E. and HAGBERG, M., "EMG signal level versus external force: a methodological study on computer aided analysis", in ASMUSSEN, E. and JØRGENSEN, K. (Ed): International Series on Biomechanics – Biomechanics VI-A, University Park Press, pp.251-55, 1978.

[11] GARCIA, M.A.C., SOUZA, M.N., "Análise do sinal mioelétrico a partir de um parâmetro temporal". *Revista Brasileira de Biomecânica*. 3(**5**): 5-11, 2002.

[12] GARCIA, M.A.C., MAGALHÃES, J., IMBIRIBA, L.A., OLIVEIRA, L.F., VARGAS, C.D., FONTADA, A.P., "Análise da fadiga muscular através dos intervalos de tempo entre cruzamentos por zeros adjacentes (ZCI) – estudo piloto". *Proc. IX Congresso Brasileiro de Biomecânica*, Gramado, RS, pp. 317-320, 2001.

[13] CHAFFIN, D.B., LEE, M., FREIVALDS, A., "Muscle strength assessment from EMG analysis". *Med. Sci. Sports. Exerc.* 12(**3**): 205-11, 1980.

MODELO HÍBRIDO DE APRENDIZAGEM UTILIZANDO EXPRESSÕES LINGÜÍSTICAS E NUMÉRICAS NO AUXILIO AO DIAGNÓSTICO

Lucimar F. de Carvalho[*], Silvia M. Nassar[**], Fernando M. de Azevedo[**]
Hugo T. de Carvalho[***], Candice Abella S. Dani[****]

[*]UFSC/IEB, Florianópolis/SC, UPF/ICEG, Passo Fundo/RS, Brasil
[**]UFSC/IEB, Florianópolis/SC, Brasil
[***]HC/HSVP, Passo Fundo/RS, Brasil
[****]UFSC/CPCC, Florianópolis/SC, Brasil

fossatti@upf.tche.br, nassar@inf.ufsc.br, azevedo@ieb.ufsc.br, hugojtc@tpo.com.br, candiceabella@iscc.com.br

Abstract:The goal of this research is the analysis of learning models by using various arithmetic operations applied in a Neuro-Fuzzy System (NFS). The research integrates the concepts between Artificial Neural Networks (ANN) and the Theory of Fuzzy Sets (TFS). In order to assess the validity of the proposal, an NFS is proposed to diagnose Paroxysmal Events involving Epileptic Events (EE) and Non Epileptic Events (NEE). After a simulation had been performed, one has verified that the arithmetic operations Product/Algebraic Sum and Product/ and Hamache's Sum present a closer final value compared to the value supplied by the mastering expert.

***Palavras Chaves*: Artificial Neural Networks, Neuro-Fuzzy Systems, Theory of the Fuzzy Sets.**

Introdução

As pesquisas mostram uma tendência na utilização de técnicas de raciocínio impreciso baseadas na ação simultânea entre Redes Neurais Artificiais (RNAs) e a Teoria dos Conjuntos Difusos (TCDs). Algoritmos de aprendizagem envolvendo o processamento híbrido entre estas duas abordagens são encontrados na literatura utilizando diferentes algoritmos de desenvolvimento. Uma das principais dificuldades que apresentam os Sistemas Especialistas (SEs) para apoio à tomada de decisão na área médica, é a imprecisão nos dados relatados pelos pacientes ou obtidos em exames e que são utilizados na investigação do diagnóstico e na escolha do tratamento.

A incerteza e a imprecisão dos dados podem ser consideradas como a falta de informação adequada para a tomada de decisão. Na área médica, esta incerteza poderá impedir o melhor tratamento para um paciente ou mesmo fornecer uma terapêutica incorreta. Por esta razão, torna-se necessário investigar os resultados de diferentes técnicas utilizadas no tratamento das informações imprecisas. O domínio de aplicação escolhido para validar o SE foi no Diagnóstico de Eventos Paroxísticos, envolvendo os Eventos Epilépticos (EEs) e os Eventos Não Epilépticos (ENEs).

Materais e Métodos

Será utilizado o modelo de inferência Mamdani [1] baseado no perceptron multicamada, utilizando o algoritmo de retropropagação modificado o qual será utilizado na classificação de padrões e na geração das regras difusas. O algoritmo modificado incorporará os pesos sinápticos através da escolha dos operadores **E/OU** na camada intermediária e dos operadores **OU/E** na camada de saída, no lugar da soma dos pesos e funções sigmoidais. As operações do produto escalar, entre as entradas da rede e seus pesos ($x_{ij}w_{ij}$) serão substituídas pela operações **T** que representa o *min* e a operação somatório substituída pela operação **S** que representa o *max*.

As entradas da rede conterão valores qualitativos (expressões lingüísticas) e quantitativos (numéricos). Na implementação do Sistema Neuro-Difuso (SND) utiliza-se, no módulo de inferência, uma RNA com onze unidades na camada de entrada e uma unidade na camada de saída. O sistema é capaz de aprender regras difusas a partir de dados, reduzindo o número de nós (regras) na camada escondida da rede. Para cada característica de entrada x_i existe n_i Conjuntos Difusos (CDs) e a base de regras será composta por **K** regras difusas. O objetivo está concentrado em encontrar o número suficiente de regras difusas, que podem classificar corretamente um conjunto de padrões de entrada.

Para o conjunto de treinamento da RNA é utilizada uma base de dados com pacientes que estão sendo cadastrados no consultório do médico neurologista participante da pesquisa. Os pacientes que fazem parte da pesquisa são escolhidos aleatoriamente e, quando se tratar de criança, o termo de consentimento deve ser assinado pelos pais ou responsáveis. Os dados dos pacientes utilizados no treinamento da rede são cadastrados de acordo com o questionário de Rastreamento Neurológico para Epilepsia (QRN-E) [2].

O Sistema Especialista proposto utiliza a **Classificação Clínica e Eletroencefalográfica das Crises Epilépticas - ILAE/81** [3].

A pesquisa está fundamentada nos principais algoritmos de aprendizagem híbridos encontrados na literatura, [4]-[5]-[6]-[7]-[8]-[9]-[10]-[11], entre outros.

Sistemas Neuro–Difusos (SNDs)

Os SNDs utilizam técnicas oriundas a partir das RNAs para aprender CDs. Através do processamento híbrido entre estes dois paradigmas são construídos sistemas mais robustos e mais flexíveis. Segue nos próximos parágrafos uma definição envolvendo as RNAs e a TCDs.

As RNAs são também conhecidas como neurocomputadores, redes conexionistas, sistemas de processamento paralelo e distribuído. Mais recentemente as RNAs estão sendo vistas como grafos orientados constituídos de nós com elos de interligação sinápticos e de ativação [12]. Os modelos atuais de RNAs estão relacionados com a área estatística, principalmente aplicados à área do comércio, gerenciamento de informações, marketing, sistemas de apoio à decisão, sistemas de informação na produção industrial e engenharia [13].

A Teoria dos Conjuntos Difusos, formalizada por Zadeh [14], apresenta como objetivo a formalização de um raciocínio aproximado utilizado na representação e manipulação de dados que apresentam informações definidas sem exatidão e, de forma não clara, ou seja, a manipulação de números difusos, como, por exemplo, acerca de 1500, próximo de 300, menor do que 20, etc.. A TCDs procura, de maneira aproximada, raciocinar de acordo com o raciocínio humano.

A TCDs distingue-se da Teoria Clássica dos Conjuntos por permitir a utilização de um intervalo entre os limites 0 e 1, e não apenas estes, como no caso binário, onde são aceitos apenas 0 e 1. Através dos conjuntos difusos pode-se trabalhar não apenas com os valores 0 e 1, mas com todos entre estes valores, ou seja, o intervalo entre [0,1].

Um Sistema Híbrido extrai as propriedades existentes nos dois sistemas, o qual é conhecido como SND. Existem vários métodos que utilizam diferentes técnicas de inferência. A autora Rezende [10] enfatiza que o foco das pesquisas tem sido combinar técnicas baseadas em dados (RNAs) com técnicas que utilizam conhecimento (TCDs) na implementação de SNDs.

Na abordagem que envolve os SDNs são preservadas as propriedades básicas das arquiteturas presentes nas RNAs. A idéia da utilização dos CDs é possibilitar um aperfeiçoamento no desempenho da RNA. São introduzidos conceitos de neurônios difusos e regras de aprendizagem para alterar o coeficiente de aprendizagem. Outras aplicações envolvendo a TCDs e RNAs são encontradas em [8].

As primeiras arquiteturas de SNDs encontrados na literatura citam os trabalhos de [15] no desenvolvimento do primeiro SND para aproximação de função baseada em regras através do sistema ANFIS (*Adaptative Network based Fuzzy Inference Systems);* o sistema NEFCLASS (*Neuro-Fuzzy Classification)* e NEFPROX *(Neuro-Fuzzy Aproximation* [16]. Na literatura são encontrados vários trabalhos descrevendo algoritmos de aprendizagem envolvendo os SNDs. Uma descrição atualizada envolvendo este tema está referenciado no trabalho de [17].

Domínio de Aplicação

Para avaliar a validade da proposta , um SND é proposto para diagnosticar Eventos Paroxísticos envolvendo os EEs e os ENEs, em especial as crises histéricas. Optou-se por estudar as crises histéricas, uma vez que, segundo [18], os tipos mais freqüentes de ENEs correspondem às crises histéricas, denominadas crise convulsiva conversiva e crise dissociativa. Nas próximas seções é descrito uma visão geral envolvendo os temas propostos.

Epilepsia e as doenças mentais são conhecidas desde a antiguidade. A história das duas doenças é repleta de associações com a religião e a superstição. As conseqüências do não reconhecimento dos ENEs podem ser catastróficas. Pacientes não epilépticos podem ser submetidos erroneamente a regimes terapêuticos com anticonvulsivantes. O verdadeiro desafio diagnóstico e de conduta são os chamados pacientes mistos, portadores de EEs e de ENEs. O volume deste último contingente não pode ser desprezado, uma vez que responde de 10% a 60% da população [19].

Não existe uma definição completamente satisfatória de epilepsia. a epilepsia é conceituada como um grupo de doenças que tem em comum crises epilépticas repetidas, é uma condição crônica, com crises recorrentes [20]. A Organização Mundial da Saúde (OMS) definiu epilepsia como "um distúrbio do cérebro, de etiologias variadas, caracterizado pelas crises recorrentes conseqüentes à descarga excessiva dos neurôneos cerebrais. existe uma diferença importante entre epilepsia e crise epiléptica. a crise epiléptica é um fenômeno elétrico cerebral com manifestações clínicas diversas [21].

A histeria é uma anomalia do sistema nervoso. Sua sintomatologia é extremamente rica e compõe-se de uma série de sintomas que incluem os seguintes: ataques convulsivos, zonas histerogêneas, distúrbios da atividade sensorial, paralisias e contraturas. Charcot sustenta com firmeza, a opinião de que a histeria é um quadro bem definido, que pode ser reconhecido com bastante clareza, nos casos extremos daquilo que se conhece como grande histeria ou histeroepilepsia [22].

Modelo Proposto

O objetivo principal desta pesquisa é analisar o desempenho de SNDs através da aplicação de diferentes modelos de aprendizagem na tentativa de diagnosticar

com mais precisão os EEs e os ENEs. O modelo proposto está relacionado com a utilização das operações aritméticas difusas *t-normas* (Produto Algébrico/Produto de Hamacher); *t-conorma* (Soma Algébrica/Soma de Hamacher) [23], e das operações *Softmin* e *Softmax* [24][1], baseados no algoritmo de retropropagação modificado conforme mostra a Figura. 1.

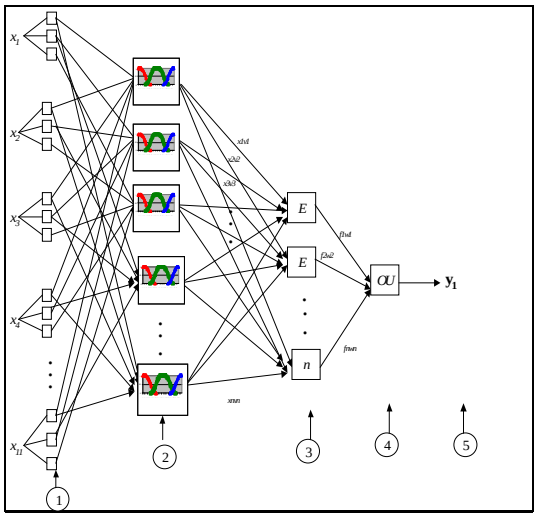


Figura 1: Modelo do SND proposto

Camada 1: cada nodo desta camada representa uma expressão lingüística ou numérica de entrada da rede. É a camada que recebe os dados a partir do ambiente externo; **Camada 2:** cada nodo desta camada representa o grau de pertinência de um valor lingüístico, associado a uma variável de entrada de acordo com seus respectivos CDs; **Camada 3:** cada nodo na Camada 3 representa a parte **SE** das regras difusas. A parte **SE** do antecedente da regra é composta pela união das variáveis lingüísticas de entrada, cada uma associada a um valor lingüístico *(grau de pertinência);* **Camada 4:** Cada nodo na Camada 4 representa a parte **ENTÃO** das regras difusas. Esta operação é utilizada para integrar as regras difusas que possuem o mesmo conseqüente;
Camada 5: esta camada representa a saída do SND, apresentando a possibilidade de ocorrência de um determinado Evento Paroxístico.

Simulações

Até o momento foram realizadas simulações utilizando as diferentes operações aritméticas[2]. Para efeitos de simulação, em relação a implementação das diferentes operações aritméticas propostas nesta pesquisa, foram realizadas quatro simulações divididas em dois grupos para cada Tipo de Evento, ou seja, ENE e EE: (1) a primeira simulação envolve a inferência a partir de duas regras difusas na demonstração do Tipo de Evento = ENE e a (2) envolve a inferência a partir de três regras difusas na demonstração do Tipo de Evento = EE. No primeiro conjunto de regras, o especialista concluiu que seria um ENE com um grau de certeza de 75%. Estes resultados podem ser visualizados na Figura 2.

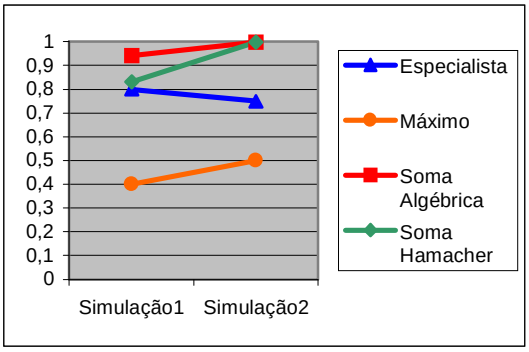


Figura 2: Primeira Simulação do Modelo de Regras Difusas

A partir destas simulações pode-se observar os seguintes resultados:
1 - A operação aritmética Produto/Soma de Hamacher se aproxima mais da visão do especialista de domínio;
2 – A operação aritmética Produto/Soma Algébrica apresenta uma pequena diferença em relação ao especialista e
3 – A operação aritmética *Min/Max* se distancia a partir da visão do especialista.

No segundo conjunto de regras, o especialista concluiu que seria um EE com um grau de certeza de 95% conforme mostra a Figura 3.

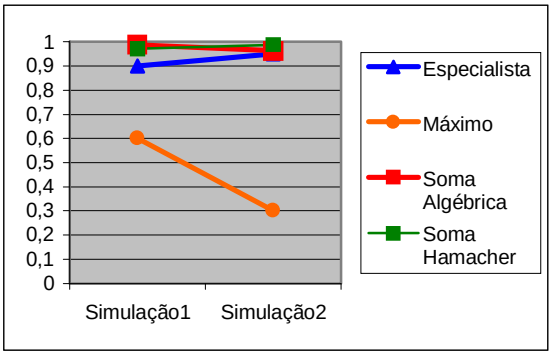


Figura 3: Segunda Simulação do Modelo de Regras Difusas

A partir destas simulações pode-se observar que a operação aritmética Produto/Soma Algébrica e Produto/Soma de Hamacher se aproximam mais da visão do especialista de domínio enquanto que o resultado da operação aritmética *Min/Max* se distanciam a partir da visão do especialista.

[1] Foram escolhidas as operações *Softmin* e *Softmax* em razão da não derivabilidade das funções *Min/Max*.

[2] Não foi implementado o SND proposto, apenas foram testadas as diferentes operações aritméticas.

Conclusões

Conclui-se, a partir do resultado das simulações, que as operações aritméticas Produto/Soma Algébrica e Produto/Soma de Hamacher apresentam um valor final mais próximo em relação ao valor fornecido pelo especialista de domínio. E, portanto, o desenvolvimento de um SND baseado na utilização destas operações aritméticas se justifica, dada a importância que envolve a manipulação de diferentes operações na base de regras difusas levando a uma maior ou menor taxa de acertos do sistema.

Referências

[1]MAMDANI, E.H., *Application of fuzzy algorithm for control of simple dynamic plan, Proc*. 1974 of IEEE Control and Science, 121(**12)**:1585-1588, 1974.

[2]FERNANDES, J.G., *Epidemiologia das crises epilépticas em Porto Alegre**.** Um estudo populacional*, Porto Alegre: UFRGS, 236 p. Dissertação Doutorado em Medicina, Curso de Pós-Graduação em Medicina. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 1993.

[3]COMMISSION On Classification and Terminology of the International League Against Epilepsy.*Proposal for revised clinical and electroencephalographic classification of epileptic seizures*. Epilepsia**.** v. 22, pp. 489–501, 1981.

[4]AZEVEDO, F.M.de, BRASIL, L.M., OLIVEIRA, R. C.L. de, *Redes Neurais com Aplicações em Controle e em Sistemas Especialistas*, Florianópolis: Bookstore, 2000.

[5]AGUIAR, P., MERLIN, O., "Castillo. Intelligent control of a stepping motor drive using a hybrid neuro-fuzzy ANFIS approach". *Applied Soft Computing*, 3(**3)**:209-219, 2003.

[6]BUCKLEY, J.J., ESLAMI, E., *An Introduction to Fuzzy Logic and Fuzzy Sets*. Advances in Soft Computing. USA: Physica-Verlag, 2002.

[7]FORTUNA, L., RIZZO, A., SINATRA, M., XIBILIA, M.G., *Control Engineering Practice*, 11(**12)**:1491-1500, 2003.

[8]FULLÉR, R.R., *Introduction to Neuro-Fuzzy Systems*. New York, USA : Physica-Verlag, 2000.

[9]GORZALCZANY, M.B., *Computational Intelligence Systems and Applications***.** New York, USA: Physica-Verlag, 2002.

[10]REZENDE, S.O., *Sistemas Inteligentes - Fundamentos e Aplicações*. São Paulo: (Ed): Manole, 2003.

[11]VELLASCO, M.M.B.R., PACHECO, M.A.C., NETO, L.S., SOUZA, F.J.de, "Electric load forecasting: evaluating the novel hierarchical neuro-fuzzy BSP model"**.** *International Journal of Electrical Power & Energy Systems*. Published by Elsevier Science Ltda, 26(**2)**:131-142, 2004.

[12]AZEVEDO, F.M.de Azevedo. *Contribution to the Study of Neural Networks in Dynamical Expert System*, Bélgica. Tese Doutorado, Institut d 'Informatique) – Namur, 1993.

[13]VELLIDO, A., CERQUIDES, J., "Neural Networks For B2C E-Commerce Analysis: some elements of best practice" in *Proc. 2002 of Fourth International Conference on Enterprice Information Systems*, April, Ciudad Real, Spain, pp. 439-445.

[14]ZADEH, L., **"**Information and Control"**.** *Fuzzy Sets*. v. 8, pp. 338–353, 1965.

[15]JANG, J.–S.R., Adaptative-network-based fuzzy inference systems. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 23(**3):**665-658, 1993.

[16]NAUCK, D., KRUSE, R., "A Neuro-Fuzzy method to learn fuzzy classification rules from data". *Fuzzy Sets and Systems*, v. 89, pp. 277-288, 1997.

[17]CARVALHO, L.F.de, *Sistema Neuro-Difuso: Modelos de Aprendizagem*, Exame de Qualificação apresentado no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica (Doutorado), Universidade Federal de Santa Catarina, 2004.

[18]WHO, *The CID-10 classification of mental and behavioural disorders: clinical descriptions and diagnostic guidelines*. Geneve: Division of Mental Health, 1993.

[19]GATES, J.R., Classification and differential diagnosis. In: *Non Epileptic Events, Pseudoseizures*. New York: Syllabus of the American of Neurology, 1993.

[20]GUERREIRO, C.A., "Diagnóstico diferencial entre as Crises Tônico- Clônicas Generalizadas e Crises Parciais Secundariamente Generalizadas". Liga Brasileira de Epilepsia Rio de Janeiro: Biogalênica Products, 1983.

[21]MIN. L.S., *Sistema Baseado em Conhecimentos para Detecção e Classificação de Crises Epilépticas*, Florianópolis: UFSC, 1994, 95 p. Dissertação, Mestrado em Medicina Interna, Programa de Pós-Graduação do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, 1994.

[22]FREUD, S., *Histeria: primeiros artigos*. Tradução de José Luís Meurer, Rio de Janeiro: Imago (Ed), 1998.

[23]KLIR, G., YUAN, B., *Fuzzy Sets and Fuzzy Logic: Theory and Applications*. USA: Prentice, may, 1995.

[24]BERENJI, H.R., KHEDKAR, P., "Learning and Tuning fuzzi logic controllers through reinforcements", *IEEE Trans. Neural Networks*, 3(**5**):724-740, 1992.

EFFECT OF GaInAlP (685 nm) RADIATION ON LIPOPOLYSSACHARIDE INDUCED RAT TRACHEA HYPERREACTIVITY

R. G. de Magalhães*, F. Aimbire*, R. Albertine*, R. A. B. Lopes-Martins*, H. C. Castro- Faria-Neto**, M. C. Chavantes.***, R. A. Zângaro*, M. T. T. Pacheco* and A. Balbin Villaverde*

*IP&D-UNIVAP, São José dos Campos -SP- Brazil
**Dept. of Physiology and Pharmacodynamics, FIOCRUZ, Rio de Janeiro – RJ - Brazil
***Central Service of Medical Laser - INCOR (CSMLI), São Paulo-SP - Brazil

e-mail: aimbire@univap.br

Abstract: The aim of the present study was to investigate the effect of the low level laser therapy (LLLT) on male Wistar rat trachea hyperreactivity (RTHR) after lipopolyssacharide (LPS) administration. The RTHR was measured by isometric contraction. Rats were irradiated *in vivo* during 42 s. It was observed that a laser energy density of 37 J/cm^2 reduced the maximal contractile response and the sensibility to methacholine (MCh). Our results suggest that the anti-inflammatory effect with LLLT on lung inflammation is time dependent.

Keywords: Lung Inflammation, RTHR, LPS, LLLT

Introduction

The airway hyperreactivity (AHR) is characterized by an increasing smooth muscle contractile response to different stimuli [1]. The adult respiratory distress syndrome (ARDS) is a common response of the lung to a variety of different and frequently unrelated insults (sepsis) [2]. The Gram-negative bacterial lypopolissacharide (LPS) induces AHR when infused into animals and reproduces the same effects observed in ARDS [3]. LPS intoxication leads to an accumulation of cells, mainly neutrophils, resulting in an inflammatory reaction in airways. The release of mediators from these cells has been proposed to contribute directly or indirectly to changes in airway structure and function [4].

Besides the traditional steroidal and non-steroidal anti-inflammatory drugs, many other alternative techniques such as electric stimulation [5,6], short wave [7], infra-red radiation [8], ultra-sound [9] and laser radiation have been satisfactorily used for the treatment of inflammatory pathologies.

Different wavelengths from the visible and near-infrared spectra (HeNe, GaAlAs, InGaAlP and GaAs lasers) are being used for laser therapy [10]. However, only a few studies can be found in the literature concerning the mechanism of the action by which the LLLT produces an anti-inflammatory effect; most of them investigating only the analgesic effect of the laser therapy [11,12]. The efficacy of LLLT as an anti-inflammatory therapy is still controversial. Some few studies showed the effect of LLLT on asthma bronchial in humans. Milojevic et al. observed the effect of the laser for the treatment of bronchial asthma and the increase on the lung compliance and ventilation [13].

The aim of the present work is to investigate the anti-inflammatory effect of LLLT, using a GaInAlP laser radiation (685 nm), on the RTHR observed in LPS-induced ARDS experimental model.

Material and Methods

Experiments were carried out on male Wistar rats weighting between 150-200g each, maintained under standard conditions of temperature (22-25^{0}C), relative humidity (40-60%) and light/dark cycle, with food and water *ad libitum*. All experimental groups comprised 7 rats each.

A GaInAlP cw diode laser (model: Thera Laser) was used, with a power of 1.0, 2.5 and 5.0 mW at the wavelength of 685 nm, corresponding to energy densities of 14 J/cm^2, 37 J/cm^2 and 74 J/cm^2 respectively. Rats were irradiated *in vivo* on the region of the neck. All the experimental groups were irradiated during 42 s.

Animals that received only saline solution (control groups), divided into 4 groups, were sacrificed at 90 min, 1h, 3h and 6h after receiving the solution, respectively. Rats treated only with LPS (*Escherichia coli*, 5 mg/kg, iv.) were also sacrificed after 90 min, 1h, 3h, 6h and 48h of the drug administration, respectively. The groups treated with laser were irradiated at 90 min after LPS and sacrificed after 1, 3 and 6 h, respectively. Finally, one group was irradiated 90min after LPS and at intervals of 12 h during 48 h. All rats were sacrificed under deep chloral hydrate anesthesia, exsanguinated and their thoracic cavity was opened. Then, trachea segments were prepared for the measurement of isometric contractions. Laser treated group was subdivided into three other groups, that were irradiated with energy densities of 14 J/cm^2, 37 J/cm^2 and 74 J/cm^2 , respectively

Results

The dose-response curve (DRC) presented in Figure 1 shows the contraction of trachea segments obtained from rats treated with LPS. The LPS significantly increases the contraction force of trachea segments from the LPS 90 min group, as evidenced by the MCh, when compared to the control group. The LPS 48 h group presents a shift of the curve towards the left. It was observed no difference for the maximal contractile response of trachea segments between the groups: 1h, 3h and 6 h after LPS injection (data not shown). The ANOVA statistical test was used to analyze the data.

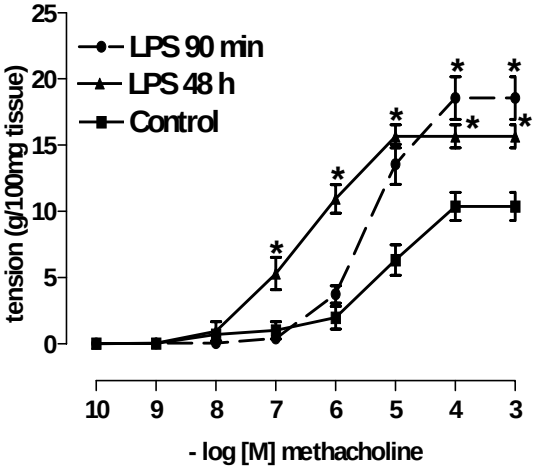


Figure1 - Rats were treated with LPS and after 90 min or 48 h the DRC was performed. Data are expressed as mean ± SEM values from seven animals. Statistically significant differences are indicated by an asterisk (* $p<0.05$). LPS 90 min and 48 h are significantly different from control.

Figure 2 shows the effect of LLLT on LPS-induced RTHR. All rats received laser irradiation 90 min after LPS. Energy densities of 14 or 74 J/cm^2 were not effective for the reduction of trachea contractile response after LPS (data not shown). It should be notice that the trachea tissue contraction of rats treated with LPS was not significantly affected at 1h after irradiation with 37 J/cm^2. The effect of reducing the contractile response of the trachea rings from LPS treated rats is increasing in time, reaching its maximum 6 h after laser irradiation with 37 J/cm^2 . The laser therapy 48 hours after LPS significantly decreased the trachea maximal contractile response and shifts the DRC to the left, as it can be seen in Figure 3.

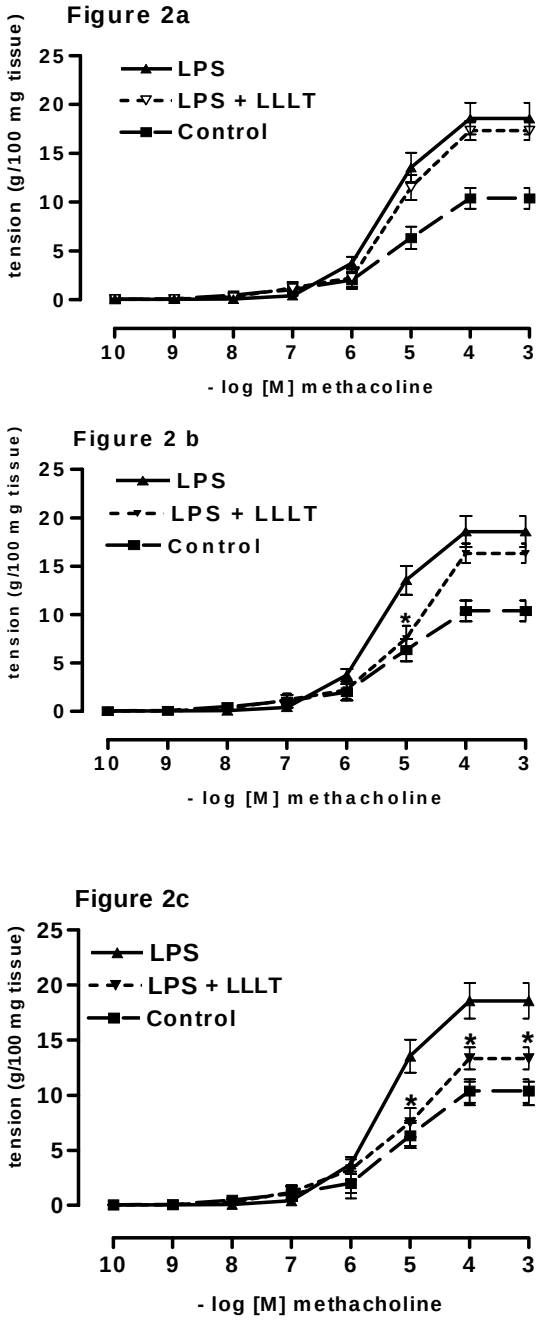


Figure 2 - Rats were laser irradiated 90 min after LPS administration. Then, they were sacrificed at 1 (Figure 2a), 3 (Figure 2b) and 6 h (Figure 2c) after laser application and the reactivity was constructed. Data are expressed as mean ± SEM values from seven animals. Statistically significant differences are indicated by an asterisk (*$p<0,05$).

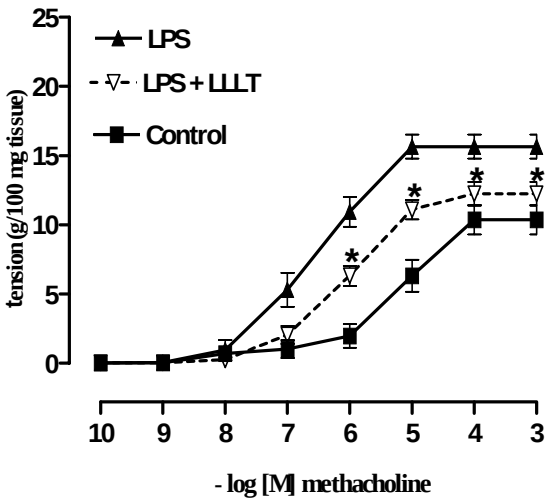


Figure 3 - Effect of laser irradiation on trachea rings hyperreactivity after LPS administration. Animals were irradiated at 90 min and every 12 h during 48 h, after LPS. Laser irradiation reduce the maximal contractile response and shift the DRC to the left. Statistically significant differences are indicated by an asterisk (*p<0,05)

Discussion

The low level laser therapy (LLLT) acts by non-thermal mechanisms [10,14]. The bio-modulatory effect of the laser radiation when interacts with a biological tissue is due to photochemical interactions according to J.R. Basford (10).

There are still many uncertainties regarding the laser parameters that should be used for a low power laser therapy. To answer that question, this study investigated, using an InGaAlP laser at 685 nm, the anti-inflammatory effect of LLLT on RTHR in a model of LPS-induced experimental ARDS, determining the best laser parameters.

Results show that LLLT has a time dependent RTHR reduction effect with a single 37 J/cm2 dose application. Herman et al. [15] observed a therapeutic effect of the LLLT on inflammation when a GaAlAs laser was used with 3 irradiations; but, they failed to obtain positive results with only one application.

The anti-inflammatory effect on paw edema of GaAlAs laser (650 nm) irradiation have been reported by Albertini et al. [16]. Clinical studies had showed beneficial effects of LLLT on inflammatory pathologies and other syndromes like asthma. Milojevic and Kuruc observed that the LLLT is able to ameliorate pulmonary function parameters in human bronchial asthma [13]. Mitsuoka et al. used the LLLT on airways in intra vital microscopy and showed that it was possible to analyze the pulmonary microcirculation and inflammatory exsudate on intestinal ischemia-reperfusion [17]

It was suggested that the LLLT anti-inflammatory effect is initiated by a photo-product synthesis, which directly or indirectly is connected to different metabolic pathways that participate of the inflammatory process [18]. It is known that the photoreceptors of the respiratory cycle absorbed radiation from the visible spectrum augmenting the production of ATP by the mitochondria [19,20].

Inflammatory mediators may be generated by cells that reside inside the airways and lungs, as well as by cells that have migrated into the airway from the blood stream. The release of pro-inflammatory mediators can induce airway hyperreactivity and airway wall remodeling [21]. Potential sources of pro-inflammatory mediators in inflamed airways can be eosinophils, lymphocytes, mast cells, macrophages and neutrophils. It was observed in our experiment that LPS-treated rats irradiated with 37 J/cm^2 showed a reduction on the RTHR as compared to the control group. The efficacy of irradiation with 14 or 74 J/cm^2 showed to be different. The first was unable to reduce the alteration provocated by LPS; whereas, the second augmented the pulmonary response.

It was well established that tissue injury induced by asthma and LPS intoxication correlates well with recruitment, activation and release of toxic produts from neutrophils [22]. This phenomenon is inhibited by the laser therapy. Our results seem to demostrate that the RTHR can be reduced by the effect of LLLT, that it is also time-dependent. Another relevant point is that the alterations in pulmonary physiology observed after LPS can be regulated by inflammatory mediators; therefore, it is reasonable to supose that the LLLT act inhibiting some mediators involved in the inflammatory response.

Our results demonstrated that the efficacy of LLLT is better evidenced at a later time, reducing the maximal contractile response and the sensibility of trachea segments to cholinergic agonist. Data suggest that the LLLT can be used as a preventive tool, reliefing the acute inflammatory response

References

[1] Louie S., Halliwell B., Cross C.E., Adult respiratory distress syndrome: a radical perspective, Adv Pharmacol. Sacramento, USA. 38:457-90, 1997.

[2] Bachofen M, Weibel ER., Structural alterations of lung parenchyma in the adult respiratory distress syndrome, Clin Chest Med. Jan; 3(1):35-56, 1982.

[3] Louie C., Acquiring capital equipment through shared-risk agreements, Health Financ Manage. San Francisco, USA. Nov; 51(11):68-70, 1997.

[4] McKay S, Sharma H.S., Autocrine regulation of asthmatic airway inflammation: role of airway smooth muscle, Respir Res. Netherlands.3(1):11. Epub 2001 Nov 28, 2002.

[5] Fulga C., Fulga I.G., Predescu M., Effect of laser therapy on experimental inflammation in rats, Romanian Journal of Internal Medicine. 33 (3-4): 257- 261, 1995.

[6] Kitchen S.S. & Partridge, C.H., A review of low intensity laser therapy': Parts I and II: Background, physiological effects and hazard, Physiotherapy. 77: 161-168, 1991.

[7] Breitbart H., Levinshal T., Cohen N., Friedmann H., Lubart R., Changes in calcium transport in mammalian sperm mitochondria and plasma membrane irradiated at 633nm (HeNe laser) Journal of Photochem. and Photobiol. 34 (2,3) 117-121, 1996.

[8] Manteifel V., Bakeeva L., Karu T., Utrastructural changes in chondriome of human lymphocytes after irradiation with He-Ne laser: apperance of giant mitochondria, Journal of Photochem and Photobiol. 38: 25-30, 1997.

[9] Tegeder I, Neupert W, Guhring H, Geisslinger G., Effects of selective and unselective cyclooxygenase inhibitors on prostanoid release from various rat organs, J Pharmacol Exp Ther., 292 (3): 1161-1168, 2000.

[10] Basford J.R., Low intensity laser therapy – still not an established clinical tool, Lasers in Surgery and Medicine. 16(4): 331-342, 1995.

[11] Miró L., Coupe M., Charras C., Sambon C., Chevalier J.M., Estudo capiloroscopico de la acción de um láser de AsGa sobre la microcirculacion, Inv. clinica láser. 1(2): 9-14, 1984.

[12] Bliddal H., Hellesen C. & Ditlevsen P., Soft-laser therapy of rheumatoid arthritis, Scand. J. Rheumatol. 16: 225-228, 1987.

[13] Milojevic M, Kuruc V., Low power laser biostimulation in the treatment of bronchial asthma, Med. Pregl. Novi Sad. Sep-Oct;56(9-10):413-8, 2003.

[14] King P.R., Low laser therapy: a review, Physiotherapy Practice 6: 127-138, 1990.

[15] Herman J.H., Khosla R.C., Nd:YAG laser modulation of synovial tissue metabolism, Clin. Exp. Rheumatol. 7(5):505-12, 1989.

[16] Albertini R., Aimbire F.S.C., Correa F.I., Ribeiro W., Antunes E., Teixeira S.A., Castro- Faria-Neto H.C., Zângaro R.A., Pacheco M.T.T., Lopes-Martins R.A.B, Effect of low power Ga-Al-As laser radiation (650 nm) on the carrageenin induced rat paw edema, Journal of Photochemistry and Photobiology, 2004 (in press).

[17] Mitsuoka H., Sakurai T., Unno N., Kaneko Suzuki S., Nakamura S., Baba S., Terakawa S., Intravital laser confocal microscopy of pulmonary edema resulting from intestinal ischemia-reperfusion injury in the rat, Crit Care Med. 27(9): 1862-8, 1999.

[18] Sugasawara R.J, Cahoon B.E, Karu A.E., The influence of murine macrophage-conditioned medium on cloning efficiency, antibody synthesis, and growth rate of hybridomas, J Immunol Methods 79(2):263-75, 1985.

[19] Bouwhuijsen F., Terapia de onda corta pulsátil y continua, Al Delft: B. V. enraf-Nonius, p.35, 1986.

[20] Villarroya-Aparicio A., El laser y el dolor, Rehabilitación 28 (5): 346-353, 1994.

[21] Vignola A.M., Chanez P., Bonsignore G., Godard P., Bousquet J., Structural consequences of airway inflammation in asthma, J Allergy Clin Immunol. Palermo, Italy. Feb;105(2 Pt 2):S514-7, 2000.

[22] Mulligan M., Ward P.A., Lung inflammation and adhesion molecules. Cellular Adhesion Molecular Definition Therapeutic Potential, Plenum, New York, NY, pp. 173-186, 1994.

SISTEMA TELEMÉTRICO MULTICANAL PARA MONITOREO DE ECG

G. Meissimilly*, D. Berovides* y G. Montes de Oca*

* Instituto Central de Investigación Digital/Equipos Médicos, La Habana, Cuba

e-mail: meiss@icid.edu.cu

Abstract: The design and test results of a real-time QRS detector used in an ECG monitoring system via RF telemetry are presented. The detector is based on the Pan-Tompkins backward difference algorithm. The QRS detection relies upon the frequency response of a bandpass filter for interference removal. Differentiation and squaring are used for improving the signal-to-noise ratio for an adaptive threshold decision stage. QRS detector performance was tested by three separate methods: (1) the artificial test waveform recommended in the ANSI/AAMI EC13-1992 standard, (2) a clean ECG signal purposely corrupted with noise and (3) ECG records taken from the MIT-BIH database. The performance achieved for the detector was satisfactory and comparable to that of similar methods outfitted with additional search-back techniques.

***Palabras clave*: procesamiento digital de señales, monitorización de señal electrocardiográfica, detección de QRS**

Introducción

Siendo responsable de un número significativo de discapacidades físico-psíquicas y de grandes gastos económicos, la cardiopatía isquémica constituye hoy día una de las principales causas de muerte.

Durante el proceso de rehabilitación cardiaca los pacientes con algún tipo de enfermedad cardiovascular son llevados a reasumir una vida activa, productiva y con un adecuado bienestar psicológico y social [1].

La rehabilitación cardiaca también está indicada en personas asintomáticas con factores de riesgo cardiovascular como el colesterol elevado, las alteraciones de los lípidos, la hipertensión, la obesidad, la diabetes, el tabaquismo y el sedentarismo.

El sistema telemétrico multicanal presentado está destinado a proveer asistencia a los rehabilitadores, cardiólogos, fisioterapeutas y personal de enfermería especializado durante la rehabilitación cardiaca de los pacientes con afectaciones coronarias.

La utilización de la telemetría para la supervisión de los ejercicios físicos controlados en una unidad de rehabilitación cardiaca permite a los especialistas adquirir el electrocardiograma en tiempo real, ofreciéndoles la posibilidad de diagnósticos avanzados que les informen, como un sistema de aviso prematuro, acerca de la presencia de factores de riesgo cardiovascular [2].

Materiales y Métodos

Los transmisores del sistema telemétrico se valen de microcontroladores MSP430F147 y transreceptores programables CC1000 para adquirir y radiar la señal electrocardiográfica de los diferentes canales al receptor. Los transreceptores utilizan la banda ISM y se catalogan como dispositivos de corto alcance [3].

Las señales electrocardiográficas se adquieren a una frecuencia de 125 Hz con una resolución de 12 bits. Las mismas se transmiten utilizando una modulación por conmutación de frecuencia con 32 kHz de desviación. La transmisión se lleva a cabo a una velocidad de 15,625 kbits por segundo utilizando el código NRZ [4].

El receptor del sistema dispone de un par de microcontroladores PIC17LC752 para recibir y transferir la información a la PC (a través del bus serie universal) donde se ejecuta sobre la plataforma Windows el software de aplicación.

El detector de QRS constituye la piedra angular del sistema supervisor ya que la detección de los complejos QRS en tiempo real resulta vital para clasificar las extrasístoles ventriculares y calcular la frecuencia cardiaca y la desviación del segmento ST.

La presencia de ruido vinculado a la señal electrocardiográfica es un hecho prácticamente inevitable. Este ruido proviene fundamentalmente de los potenciales de acción asociados con la actividad de los músculos esqueléticos y las interferencias producidas por la red eléctrica.

El rendimiento del detector de QRS también se degrada sobremanera cuando la morfología y la amplitud de algunos artefactos de movimiento se asemejan a la de los complejos QRS [5].

El detector se subdivide en dos etapas: (1) la de preprocesamiento y (2) la de decisión [6]. La primera etapa acrecienta la relación señal-a-ruido minimizando la interferencia coligada a las señales adquiridas. La segunda etapa lleva a cabo un algoritmo basado en umbrales adaptativos para identificar los complejos QRS.

Las bioseñales adquiridas se procesan tanto en el dominio analógico como en el digital. Los filtros pasabandas analógicos y pasabajos digitales de los transmisores definen la banda de paso.

Los analógicos pasan las componentes de frecuencia entre 0,05 Hz y 40 Hz, y los digitales atenúan las interferencias producidas por la red eléctrica.

La figura 1 representa la respuesta de amplitud del filtro pasabanda digital empleado por la aplicación para diferenciar los complejos QRS [7].

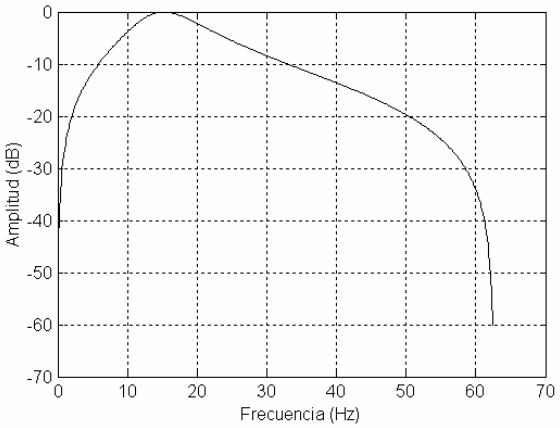


Figura 1: Respuesta de amplitud del filtro pasabanda digital

La ecuación (1) define la función transferencial de la derivada que resalta la elevada pendiente de la onda R. Se logra una considerable disminución del tiempo de cómputo cuando en las ecuaciones de los filtros digitales se reduce el número de coeficientes de punto flotante o cuando se emplean en su lugar coeficientes potencias de 2 [8].

$$H(z) = \frac{1}{4} \cdot (1 - z^{-4}) + \frac{1}{8} \cdot (z^{-1} - z^{-3}) \qquad (1)$$

Tal y como lo sugirieron Pan y Tompkins [9] las señales resultantes se elevan al cuadrado para destacar aún más las componentes de alta frecuencia del complejo QRS.

Los umbrales del detector se adaptan tanto a la amplitud de las señales como a la frecuencia cardiaca de los pacientes para limitar la influencia de la modulación de amplitud producida por el asincronismo entre la propia frecuencia cardiaca y la de muestreo.

Para clasificar las extrasístoles la aplicación recurre a criterios de adelanto, retardo y anchura y correlación de los complejos QRS.

El sistema calcula automáticamente el punto J como el mínimo entre 80 ms y un octavo del intervalo RR con el objetivo de prevenir la obtención de un punto J precoz o sobre la onda T.

Para determinar el valor de la pendiente se subdivide el segmento ST y se busca la menor de las pendientes entre las rectas de mejor ajuste por mínimos cuadrados [10].

El software de aplicación permite monitorizar hasta 8 pacientes al mismo tiempo. La violación de los límites prefijados para la supervisión de los ejercicios físicos se indica oportunamente mediante la activación de las alarmas correspondientes. La aplicación maneja una base de datos donde se almacena la información relacionada con los diferentes pacientes para facilitar la realización de estudios comparativos y estadísticos.

Resultados

La eficacia del detector de QRS se evaluó tanto para la señal recomendada por el estándar de referencia [11] como para una señal obtenida a partir de perturbar una señal electrocardiográfica incólume. Los resultados de estas pruebas se muestran en la tabla 1 y la figura 2 respectivamente.

La señal perturbadora combina señales sinusoidales de 5 Hz y 60 Hz para representar las interferencias asociadas con la actividad muscular de los pacientes y la frecuencia de línea de la red eléctrica. La relación señal-a-ruido entre la señal electrocardiográfica y la señal perturbadora se llevó a 0 dB.

Tabla 1: Resultados de la detección de QRS para la señal recomendada por el estándar de referencia

Complejo QRS		Frecuencia Cardiaca (1/min.)			
Amplitud	Duración	30	80	200	250
0,5 mV	40 ms	30	80	200	250
	80 ms	30	80	200	250
	120 ms	30	80	200 - 202	250 - 252
2,0 mV	40 ms	30	80	200	250
	80 ms	30	80	200	250
	120 ms	30	80	200 - 201	250 - 251
5,0 mv	40 ms	30	80	200	250
	80 ms	30	80	200	250
	120ms	30	80	200 - 201	250 - 251

La figura 2 describe el proceso de detección de los complejos QRS. De arriba abajo se observan la señal electrocardiográfica, la señal perturbadora, la señal compuesta, la señal a la salida del filtro pasabanda digital, y la señal diferenciada y elevada al cuadrado.

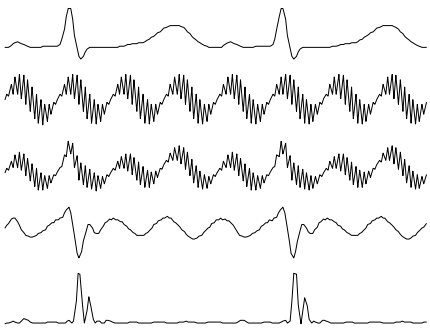


Figura 2: Proceso de detección de los complejos QRS

Tanto en la señal a la salida del filtro pasabanda digital como en la señal diferenciada y elevada al cuadrado se aprecia claramente la marca del complejo QRS.

$$TDE = \frac{(FP + FN) \cdot 100\ \%}{\text{Número total de complejos QRS}} \qquad (2)$$

La tasa de detección de errores (TDE) se calculó según la ecuación (2) en términos de falsos positivos (FP) y falsos negativos (FN) para los registros 103 y 105 de la base de datos anotada MIT-BIH [12]. La tabla 2 resume los resultados obtenidos.

Tabla 2: Resultados de la detección de QRS para los registros 103 y 105 de la base de datos MIT-BIH

Registro MIT-BIH	RESULTADOS			
	Número de complejos QRS dentro del registro	FP	FN	TDE
103	2084	0	0	0 %
105	2572	0	0	0 %

Discusión

La correcta deducción de la frecuencia cardiaca observada durante las pruebas realizadas con la señal recomendada por el estándar de referencia avala el buen desempeño del detector de QRS por constituir la forma de onda proporcionada una excelente aproximación a casos límites en lo tocante a la detección de los complejos QRS.

La exigua dispersión del valor de la frecuencia cardiaca que se observa en la tabla 1 tiene que ver con la reducción del umbral de la detección causada por la disminución de la amplitud y el aumento de la duración de la forma de onda artificial que simula el complejo QRS.

Durante las pruebas con la señal compuesta se evidenció la correcta identificación de los complejos QRS a pesar del marcado detrimento de la relación señal-a-ruido.

El detector identificó todos los complejos QRS de las señales adquiridas en tiempo real y almacenadas en los registros 103 y 105 de la base de datos MIT-BIH. Se obtuvo una TDE de 0 % durante las pruebas con los registros anotados.

Conclusión

Se examinó el rendimiento del detector de QRS del sistema telemétrico multicanal presentado.

La detección de los complejos QRS se fundamenta en el filtraje digital y la transformación no lineal de las señales electrocardiográficas monitorizadas.

El rendimiento del detector de QRS se considera satisfactorio por exhibir resultados comparables con los alcanzados por métodos similares auxiliados por algoritmos de búsqueda retrospectiva.

Referencias

[1] Philip A., "Cardiac Rehabilitation and Secondary Prevention of Coronary Heart Disease", N. Eng. J. Med., 345:892-902, 2001.

[2] Taylor J., Hayes-Gill B. R., Crowe J. A., and Paull C. J., "Towards multi-patient leadless and wireless cardiotocography via RF telemetry", Me. Eng. And Phys., vol. 20, pp. 764-772, 1998.

[3] CEPT / ERC Recommendation 70-03 relating to the use of short range devices (SRD), 19 August 1999 edition.

[4] Tang Z., Smith B., Schild J. H., and Peckham P. H., "Data transmission from an implantable biotelemeter by Load-Shift Keying Using Circuit Configuration Modulator", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 42, pp. 524-528, 1995.

[5] Friesen G. M., Jannett T. C., Jadallah M. A., Yates S. L., Quint S. R., and Nagle H. R., "A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 37, pp. 85–98, Jan. 1990.

[6] Pahlm O., and Sornmo L., "Software QRS detection in ambulatory monitoring—A review", Med. Biol. Eng. Comput., vol. 22, pp. 289–297, 1984.

[7] Thakor N. V., Webster J. G., and Tompkins W. J., "Estimation of QRS complex power spectra for design of QRS filter", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-31, pp. 702–706, Nov. 1984.

[8] Tompkins Willis J., "Biomedical Digital Signal Processing: C-Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC", Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, pp 100-170, 346-354, 1993.

[9] Pan J., and Tompkins W. J., "A real-time QRS detection algorithm", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-32, pp. 220–236, Mar. 1985.

[10] Tayler D. I., and Vincent R., "Artifactual ST segment abnormalities due to electrocardiographic design", British Heart Journal, 554:121, 1985.

[11] Standard for Cardiac Monitors, Heart Rate Meters, and Alarms, Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 1992.

[12] MIT-BIH Database Distribution, Massachusetts Institute of Technology, 77 Massachusetts Avenue, Room 20A-113, Cambridge, MA 02139 USA.

COMPRESSION OF THE INTERVERTEBRAL DISC WITH COMBINED FLEXION AND TORSION

H. Schechtman*, P. A. Robertson** and N. D. Broom***

* Fundação Oswaldo Cruz/Programa de Computação Científica, Rio de Janeiro, Brazil
** Auckland Hospital/Department of Orthopaedic Surgery, Auckland, New Zealand
*** University of Auckland/Dept. of Chemical and Materials Engineering, Auckland, New Zealand

e-mail: h.schechtman@fiocruz.br

Abstract: Bovine caudal motion segments were used to investigate the loss of load-bearing ability under both quasi-static and cyclic loading. 80 motion segments dissected from 41 bovine tails were subjected to quasi-static and cyclic compression with added components of flexion and torsion. Quasi-static compression failed to show any significant difference among the different combinations of torsion and flexion for failure strength, failure strain and modulus. Cyclic compression indicated a significant influence of torsion in reducing the disc's load-bearing ability. Cyclic loading provides a more sensitive tool for the assessment of potentially damaging mechanical parameters for the intervertebral disc.

Key Words: **Intervertebral Disc; Quasi-static Compression; Cyclic Compression; Torsion; Flexion**

Introduction

The intervertebral disc (IVD) is a complex structure that allows load bearing, limits intervertebral motion, and maintains anatomic relationships of surrounding bony vertebral bodies and ligamentous structures [1]. Mechanical failure of the disc might be the result of traumatic overloading. Alternatively, it could be the result of a slow degenerative process that alters the mechanical properties of the disc, increasing its vulnerability to disruption when subjected to loads substantially lower than that required to induce a traumatic injury.

Adams and Hutton [2] have shown that hyper-flexion combined with axial compressive loads could produce prolapse of the disc in vitro. Farfan et al. [3] damaged the disc annulus by applying axial hyper-rotation. Gordon et al. [4] investigated cyclic loading and rotation of fully flexed lumbar motion segments. These investigators were able to induce annular protusions and nuclear extrusion through annular tears.

Failure of motion segments in cyclic loading has been achieved by a combination of cyclic loading and flexion [5,6,7,8]. Others have investigated the influence of torsion [4,9].

However, the individual influence of hyper-flexion, i.e. flexion beyond the physiological range [4] of 9º, or hyper-rotation, i.e. rotation beyond 3º, either in single or cyclic compressive loads, was not properly assessed in any of the above mentioned studies.

Loss of a disc's load-bearing ability can be assessed in a variety of ways. Complete closure of the endplate separation could be used for such a purpose under quasi-static compression. Under cyclic loading involving displacements less than the endplate separation an appropriate failure parameter is considerably more difficult to define.

One possible approach is to use the internal pressure generated in the disc by the subject as a fundamental reference value against which cyclically generated stresses can be compared. In the human lumbar disc 2 MPa is an average value of the internal pressure generated by the subject's normal in vivo activities [10]. Under displacement-controlled cyclic loading, if the externally imposed stress drops below this 2 MPa value, then endplate closure in vivo would be deemed to occur as a result of this physiological loading. Under displacement-controlled loading the number of cycles required to reduce the initial level of externally induced stress to this 2 MPa value can be conveniently defined as the threshold value for the loss of load-bearing ability of the IVD.

The present paper reports on an investigation into the effects of hyper-flexion and hyper-rotation on the load-bearing ability of the IVD when it is subjected to single or cyclic axial compressive loading. We have used the endplate closure criterion as a means of defining the point of ultimate compressive strength above which quasi-static failure would have occurred. Secondly, we have employed the criterion of stress decay to the value of 2 MPa to define the threshold life (in number of cycles) of the disc under displacement controlled cyclic loading.

Materials and Methods

Prime ox tails were obtained at the local abattoir. The tails were immediately wrapped in plastic film and kept at -20 ºC until the day prior to mechanical testing. The tail was then removed from the freezer into a refrigerator and stored overnight at a temperature of +4 ºC for slow thawing. Motion segments comprising an intervertebral disc and its adjoining two vertebrae were

obtained from the tails and cleaned of all subjacent tissue. The bone processes of both vertebrae were then trimmed off. Each vertebral body was set in cylindrical stainless steel pots (Ø50 x 50 mm) using dental plaster, with the disc and pot axes coaxial. Prior to any mechanical testing the potted motion segment was hydrated in physiological saline for 12 hrs at +4 ºC. The endplate gap separation was measured radiographically. The external diameter of the IVD was measured with a vernier caliper and its value employed in the calculation of its cross-sectional area.

A specially designed adjustable rig was employed to mount the potted motion segment onto a dynamic testing machine (model 810 - 50kN, MTS Systems, USA). This rig enabled fixed degrees of flexion and torsion to be applied to the IVD. The maximum range of motion allowed for both in flexion and torsion was 20º. In order to ensure that the applied compressive load did not generate any additional bending moment other than that applied formally by any given amount of flexion, the rig allowed free lateral sliding in the plane of flexion of the upper potted end. All flexion was applied anteriorly in the sagittal plane. The lower potted end could be rotated axially to provide varying degrees of torsion. The rig clamps were then able to be locked to provide a defined amount of flexion and torsion.

Quasi-static tests: - The testing machine was operated in displacement control with the actuator moving at a rate of 0.5 mm/s. The specimens were mounted in the rig and compressed well beyond the point of endplate gap closure to ensure complete failure of the motion segment. It was assumed that all the compressive strain up to endplate gap closure occurred only in the IVD. Beyond endplate gap closure the compressive strain was assumed to be derived from the bony structures of the vertebrae.

These quasi-static compressive tests were conducted in combination with each of the following loading regimes: 0º flexion, 0º torsion (F0T0); 15º flexion, 0º torsion (F15T0); 0º flexion, 10º torsion (F0T10); and 15º flexion, 10º torsion (F15T10). Test specimens were randomly allocated into each one of these four loading regimes.

Load and displacement were recorded and the maximum compressive strength and strain at failure calculated in relation to the endplate gap distance. The compressive modulus was calculated as the tangent to the linear portion of the stress-strain curve relating to the displacement achieved prior to end-plate closure. A total of 40 motion segments obtained from 21 tails were employed in these quasi-static compressive tests.

Cyclic loading: - For these tests the specimens were kept moist throughout the experiment by wrapping them in paper towel soaked with 0.15M saline solution. The testing machine imposed a compression-compression displacement sinus at 2 Hz. The minimum displacement was 0.5 mm and the maximum value was set at 2/3 of the endplate gap separation. The cyclic tests were carried out using each one of the four loading regimes as described above for the quasi-static tests. Specimens were randomly allocated to each one of the four loading regimes. However, in order to allow a paired t-test statistical analysis, each one of the two specimens from a given tail was allocated to one of the loading regimes of the pair F0T0/F15T10 or F15T0/F0T10. The cyclic load was recorded continuously. The test was terminated when the recorded maximum load imposed on the specimen decayed to a value equivalent to a stress of 2 MPa based on the measured external diameter of the disc. A total of 40 motion segments from 20 tails were tested cyclically.

Results

Quasi-static tests: - Figure 1 shows a typical stress versus strain response for quasi-static compression of a motion segment. The curve has an initial non-linear region of low modulus leading into a relatively linear, stiffer region. The inflexion point following this linear region corresponds with the closure of the endplate gap. These first three regions therefore define the compressive response of the IVD itself. Further compressive displacement beyond endplate closure, i.e. beyond the inflexion point, would require compression of the vertebrae. The relatively flat region beyond the inflexion point would represent compaction through crushing of the trabecular architecture, and the steep region following would correspond to the increased stiffness arising from this increasingly compacted bone structure.

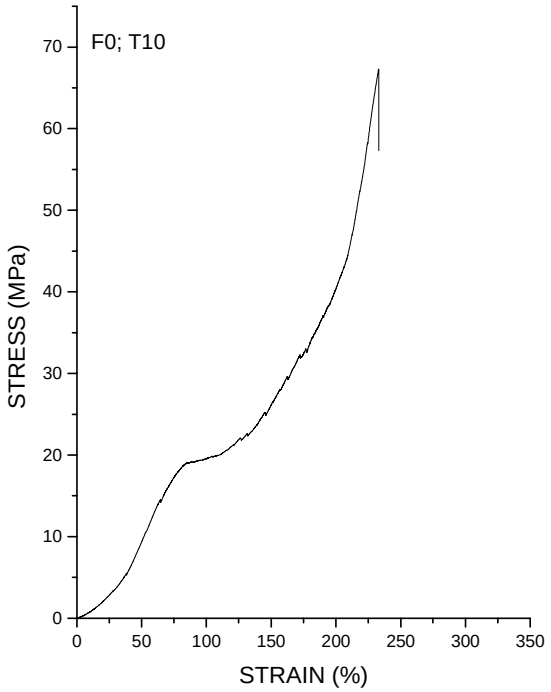


Figure 1: Typical stress versus strain response obtained from a quasi-static compression experiment.

For 0º flexion and torsion (F0T0) the ultimate compressive strength ranged from 9.7 to 35.2 MPa with

a mean value of 18.0±7.1 MPa (mean±sd; n=10). The strain at failure ranged from 89.4 to 101.9% with a mean value of 95.4±4.4% (mean±sd; n=10). The tangent modulus ranged from 0.01 to 0.06 GPa with a mean value of 0.03±0.01 GPa (mean±sd; n=10).

For the regime of 15º flexion and 10º torsion (F15T10) the ultimate compressive strength ranged from 13.0 to 24.9 MPa with a mean value of 19.0±4.2 MPa (mean±sd; n=10). The strain at failure ranged from 67.2 to 104.4% with a mean value of 89.6±15.0% (mean±sd; n=10). The tangent modulus ranged from 0.02 to 0.05 GPa with a mean value of 0.03±0.01 GPa (mean±sd; n=10).

A similar pattern was found for the loading regime of 15º flexion and 0º torsion (F15T0) the ultimate compressive strength ranged from 9.5 to 27.5 MPa with a mean value of 16.9±5.2 MPa (mean±sd; n=10). The strain at failure ranged from 42.4 to 100.1% with a mean value of 84.4±20.1% (mean±sd; n=10). The tangent modulus ranged from 0.02 to 0.04 GPa with a mean value of 0.03±0.01 GPa (mean±sd; n=10).

For the regime of 0º flexion and 10º torsion (F0T10) the ultimate compressive strength ranged from 9.3 to 24.6 MPa with a mean value of 17.3±4.7 MPa (mean±sd; n=10). The strain at failure ranged from 70.3 to 104.6% with a mean value of 90.6±10.7% (mean±sd; n=10). The tangent modulus ranged from 0.02 to 0.05 GPa with a mean value of 0.03±0.01 GPa (mean±sd; n=10).

Statistical analysis by means of ANOVA among all the loading regimes and t-tests between the 6 possible combinations of loading regimes failed to indicate any significant difference for all three parameters, i.e. ultimate compressive strength, strain at failure and tangent modulus.

Cyclic tests: - For the regime of 0º flexion and 0º torsion (F0T0) the threshold life ranged from 1665 to 7630 with a mean value of 4534±1736 (mean±sd, n=10). For the loading regime of 15º flexion and 10º torsion (F15T10), the threshold life ranged from 362 to 7109, with a mean value of 2973±1844 (mean±sd, n=10). The third regime, 15º flexion and 0º torsion (F15T0), produced a threshold life in the range of 1606 to 6497, with a mean value of 4002±1831 (mean±sd, n=10). The loading regime of 0º flexion and 10º torsion (F0T10), produced a threshold life in the range of 610 to 4505, with a mean value of 2443±1282 (mean±sd, n=10). The mean values are also presented in graphical form in Figure 2.

The ANOVA analysis for the four different loading regimes indicated significant differences (p=3.6%) at the level of 5%. Furthermore, the t-test analysis indicated that the paired regimes F0T0/F15T10 and F15T0/F0T10 were significantly different at the 1% level, with p values of 0.2% and 0.1% respectively. Also, the t-test analysis indicated a significant difference between the F0T0 and the F0T10 regimes at a level of 1% with a p value of 0.1%. However, the t-test analysis failed to indicate any significant difference between the F0T0 and F15T0 regimes at a level of 5%, p=51%. The t-test analysis also failed to indicate any significant difference at the level of 5% for comparison between the pairs of loading regimes F15T10/F15T0 and F15T10/F0T10, with p values of 23% and 47%, respectively.

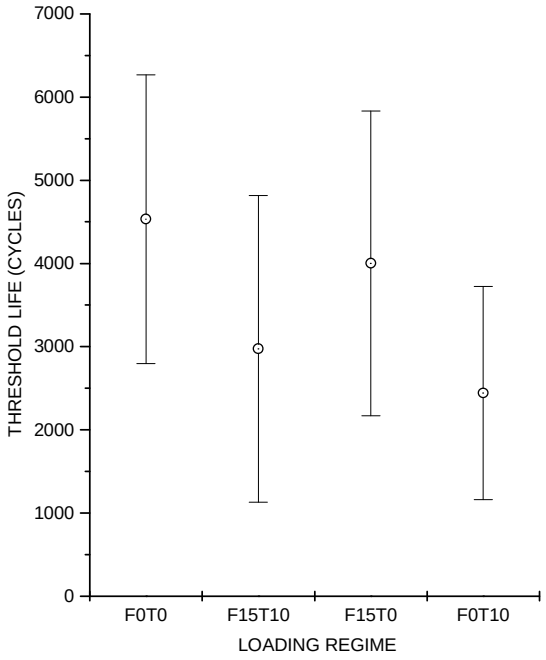


Figure 2: Mean values of threshold life obtained for cyclic loading incorporating flexion and torsion.

Discussion

The methodology developed in this study has provided a means of assessing the relative influence of different mechanical constraints in reducing the load-bearing ability of the disc under both quasi-static and cyclic displacement.

Although we have employed a regime of cyclic loading, this was not aimed at establishing a fatigue life in the strict sense of the word. Rather, the objective of the present study was to assess the influence of different combinations of mechanical constraint upon the cyclic load-bearing ability of the disc. Any direct comparison of the cyclic threshold values presented in the present work with 'fatigue' data published in the literature [4,8,11] would not be possible as the limiting criteria employed were significantly different.

The present methodology of imposing pure compression in combination with anterior hyper-flexion and hyper-torsion, whilst obviously non physiological, was expected to induce readily observed changes in the functional properties of the disc as quantified in single quasi-static or cyclic compressive loading. Pure compression of the disc is translated into tensile loading of the collagenous fibres in the annulus. Torsion will impose additional tensile loading on half of the obliquely arranged fibres in the lamellar structure of the

annulus. Anterior flexion would impose additional tensile loading on the posterior fibres of the annulus whilst the anterior fibres would undergo increased compression and outwards bulging.

Statistical analysis failed to indicate any difference between the four loading regimes in single monotonic quasi-static compression. This finding could imply that the extra tensile loading on the collagenous fibres of the annular wall resulting from the added effects of torsion and flexion was still relatively small compared to the tensile forces arising from radial bulging in the single quasi-static compression test. An alternative explanation could be that loading half of the fibres in the whole of the IVD wall as occurs in torsion is similar to loading the posterior half of the annular wall as in anterior flexion, and this would be reflected in the quantified mechanical parameters. However, the fact that the quasi-static loading regimes F0T0 and F15T10 showed similar results indicate that the first explanation is more reasonable.

By contrast, cyclic compressive loading resulted in significant differences among the four loading regimes. Our analysis indicates that the loading regime of cyclic compression plus torsion only (F0T10) is more severe in reducing the load-bearing ability of the disc than the regime of cyclic compression plus flexion only (F15T0). The fact that the statistical analysis failed to indicate any significant difference between the pairs of loading regimes F15T10/F15T0 and F15T10/F0T10, is probably explained by normal biological variations. Indeed the paired t-test analysis, which eliminated interspecimen variability, i.e. in the paired regimes F0T0/F15T10 and F15T0/F0T10, were significantly different. In summary, the cyclic data indicates that torsion has potential to inflict greater damage than flexion, a fact that is consistent with the relatively larger in vivo anatomical limitations on this specific type of movement.

To conclude, we have shown that cyclic loading provides a more sensitive measure of the influence of potentially damaging mechanical parameters for the IVD than is provided by a single quasi-static test. We offer an experimental technique that provides evidence of the effects of different loading regimes on the deterioration in functional properties of the IVD, and thus has the potential to further enhance our understanding of the initiating mechanisms of disc failure. This model, or variations of it, in conjunction with detailed structural analysis, should help define more precisely the role of the biomechanical environment in contributing to disc malfunction and thus to the prevention of injury with its ensuing degenerative cascade in this complex biomechanical organ.

Acknowledgements

The authors gratefully acknowledge the support of the Auckland Medical Research Foundation and the Brazilian Government (CAPES/MEC).

References

[1] Skaggs D.L., Weidenbaum M., Iatridis J.C. et al., "Regional variation in tensile properties and biochemical composition of the human lumbar anulus fibrosus", *Spine* 19:1310-9, 1994.

[2] Adams M.A. and Hutton W.C., "Prolapsed intervertebral disc: A hyperflexion injury", *Spine* 7:184-91, 1982.

[3] Farfan H.F., Cossette J.W., Robertson G.H. et al., "The effects of torsion on the lumbar intervertebral joints: The role of torsion in the production of disc degeneration", *J. of Bone and Joint Surg.* 52-A:468-97, 1970.

[4] Gordon S.J., Yang K.H., Mayer P.J. et al., "Mechanism of disc rupture: a preliminary report", *Spine* 16:450-6, 1991.

[5] Adams M.A. and Hutton W,C., "The effect of fatigue on the lumbar intervertebral disc", *J. Bone and Joint Surg.* 65-B:199-203, 1983.

[6] Adams M.A. and Hutton W.C., "Gradual disc prolapse", *Spine* 10:524-31, 1985.

[7] Callaghan J.P. and McGill S.M., "Intervertebral disc herniation: studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force", *Clin. Biomech.* 16:28-37, 2001.

[8] Hansson T.H., Keller R.H. and Spengler D.M., "Mechanical behavior of the human lumbar spine: II - Fatigue strength during dynamic compressive loading", *J. Orthop. Res.* 5:479-87, 1987.

[9] Liu Y.K., Goel V.K., Dejong A. et al., "Torsional fatigue of the lumbar intervertebral joints", *Spine* 10:894-900, 1985.

[10] Nachemson A. and Elfström G., "Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. A study of common movements, maneuvers and exercises", *Scand. J. Rehab. Med. Supp.* 1:1-40, 1970.

[11] Green T.P., Adams M.A. and Dolan P., "Tensile properties of the annulus fibrosus: II - Ultimate tensile stength and fatigue life", *Eur. Spine J.* 2:209-14, 1993.

FETAL MONITORING BASED ON BIOELECTRICAL SIGNALS FROM MATERNAL ABDOMEN

K.Horoba, J.Jezewski, A.Matonia, A.Gacek, M.Bernys, J.Wrobel

Institute of Medical Technology and Equipment, Department of Biomedical Informatics
118 Roosevelt Str., Zabrze, Poland

e-mail: kris@itam.zabrze.pl

Abstract: **Conventional fetal monitoring to evaluate fetal state is based on ultrasound Doppler technique. A new approach proposed in this work relies on analysis of bioelectrical signals recorded from maternal abdominal wall. Fetal electrocardiogram and uterine electrical signal are extracted from abdominal signals using advanced methods of signal processing that have been presented in this paper. We can expect that classical analysis of fetal heart rate with additional analysis of fetal electrocardiogram morphology will ensure higher prognostic value of fetal monitoring.**

Keywords: **Fetal monitoring, fetal heart rate, fetal electrocardiography, electrohysterography**

Introduction

Information on fetal heart rate and uterine contraction activity is a basis for biophysical monitoring of a fetus and mother during pregnancy and labour. So far it is accomplished by mechanical approach. Applying the Doppler principle of ultrasound waves aimed at the fetal heart enables monitoring of the mechanical activity of the fetal heart. Determination of instantaneous fetal heart rate (FHR) relies on the detection of heart beats based on the analysis of ultrasound beam reflected from the moving valves or walls. Uterine contraction activity (UC) is recorded with a help of tocodynamometric transducer attached to maternal abdomen, which measures a pressure exerted by uterus on abdominal wall [1]. FHR and UC signals together with fetal movement activity provide information for evaluation of fetal well-being. The undoubted advantage of Doppler ultrasound technique and external tocography is simplicity of application and non-invasiveness, but their accuracy is rather low. Accuracy of FHR determination provided by the ultrasound technique is sufficient only for visual interpretation. The automated analysis comprising evaluation of variability at a level of single heart beats requires a much higher accuracy [2].

Contractions rate provided by tocography is measured with accuracy comparable to direct measurement of intrauterine pressure, but the contraction duration - with a lower precision, and the amplitude value represents the strength of contraction only in approximate way. Due to limited accuracy and sensitivity the tocography is used mainly to control the labour progress.

At the same time, in the common opinion mechanical methods are very subjective and do not provide credible information on functioning of the organs being examined. These disadvantages result from the fact that as the indirect measuring techniques, they records the effects of electric excitation i.e. fetal heart movement and mechanical contractions of uterus. Considerably higher accuracy and reliability can be obtained by recording of the primary bioelectric signals: fetal electrocardiogram – FECG and electrohysterogram – EHG as an electrical activity of uterine muscle. Consecutive cardiac cycles can be determined more accurate basing on detection of QRS complexes in fetal electrocardiogram than on analysis of reflected ultrasound beam of a very complex shape. From the other hand, electrohysterography seems to be more sensitive than mechanical tocography. There is a common opinion that electrical approach can provide more comprehensive information for early recognition of disorder of central nervous system or for detection of premature labour.

Two techniques of fetal electrocardiogram registration can be distinguished: direct and indirect. The direct method consists in electrocardiogram recording by means of scalp electrode placed on fetal presenting part (ussually head). Invasiveness of the method and restriction of its use exclusively to labour period causes its rare application. Indirect fetal electrocardiography relies upon recording of electrocardiogram with the use of electrodes placed on abdominal wall of pregnant woman. Indirect method is completely non-invasive and can be used in practice from the 16th week of gestation. Similarly as fetal electorcardiography, electrohysterography uses electrodes positioned on maternal abdominal wall but it records action potentials of myometrium cells. The problems with measurement and analysis of bioelectrical signals in the presence of usually strong interference – interfering maternal electrocardiogram and muscular artifacts have made impossible the application of electrical approach as a widespread diagnostic method. Continuous technical progress and common accessibility of computer-aided signal processing caused the renewed increase of interest in indirect electrocardiography and electrohysterography.

The aim of this paper is to present some problems which were resolved during development of the system for fetal monitoring based on recording and analysis of electrical signals only.



Figure 1: Application window presenting the recorded abdominal signals after input filtration

The basic merits of the developed recording module are very low level of its own noise which does not exceed 0.5 μV (peak-to-peak) measured with reference to input (RTI) and large value of CMRR coefficient (120 dB) that ensures the proper suppression of main interference. These parameters have been obtained thanks to novel recorder structure including complete separation of analog part from a digital one [3]. In each of the four measuring channels, two preliminary amplifiers are used having constant gain equal to 20 and 25 V/V respectively that have been separated by the DC-component cut-off circuit. The next stage is formed by band-pass filters and end amplifiers with gain adjustable in the range of 1 to 255 V/V. Entire circuit allows the amplification of recorded signals from the tens of microvolts up to level of a few volts. Gain adjustment prevents the reaching of saturation state by the amplifiers in case of strong isoline drift. Moreover, the band-pass filters allow the change of lower cut-off frequency from 0.05 Hz to 1 Hz, thus also securing the circuit against too large low-frequency interferences. High cut-off frequency of filters is established at 150 Hz, hence at the sampling frequency of 500 Hz, the recorder circuit is fully protected against a possibility of aliasing occurrence.

Application of the fiber-optic link between recording module and computer as well as battery supply of the module ensure full safety of a mother and her baby during measurement. The task of external computer is to store the incoming data, their on-line analysis and adequate graphical presentation on a monitor screen. The software of the system has been developed basing on LabView (National Instruments) graphical environment for building signal processing applications (Figure 1).

Signal Analysis

Considering the evaluation of fetal well-being there are two useful components in the signal obtained from abdominal wall: fetal electrocardiogram and electrohysterogram. The preliminary aim of analysis of abdominal signals is to ensure at least the same information as provided by mechanical approach: fetal heart rate and uterine activity traces.

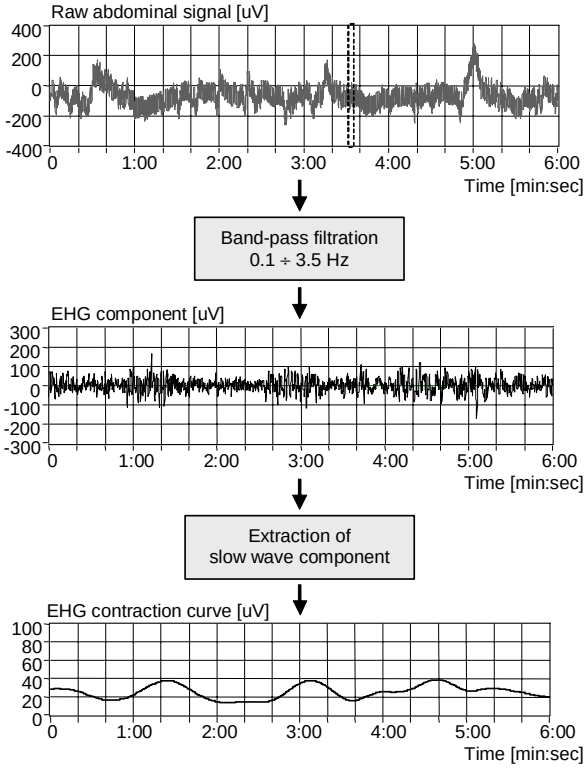


Figure 2: Analysis of electrohysterogram leading to obtaining the contractions curve

Analysis of electrohysterogram starts from extraction of the slow component from raw EHG. This component corresponds to mechanical signal and can be regarded as a contractions wave (Figure 2).

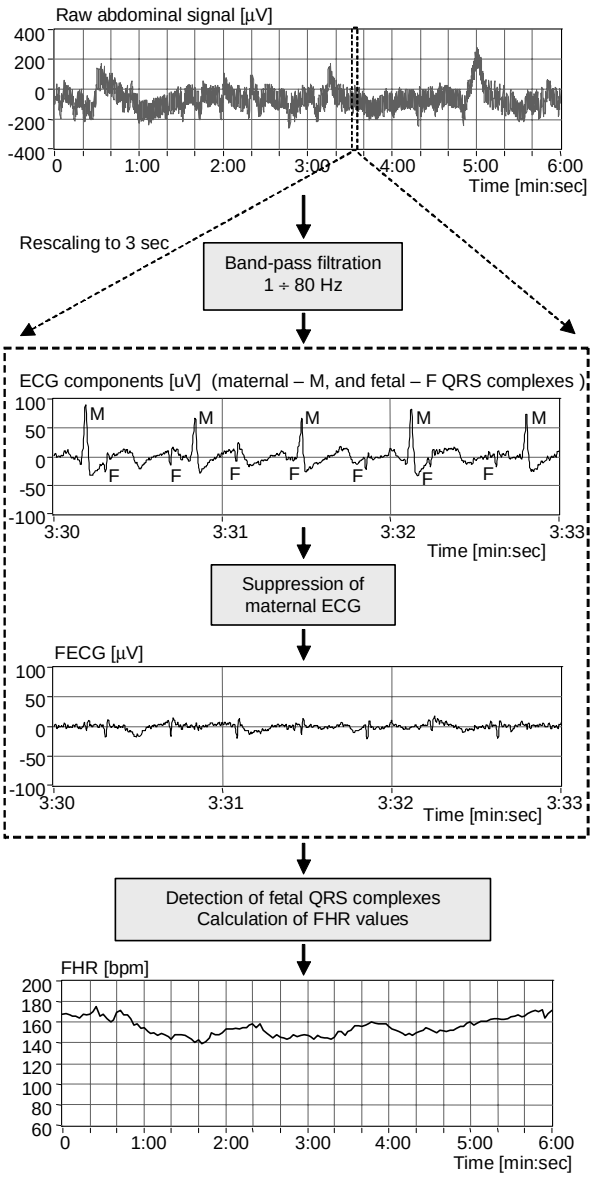


Figure 3: Analysis of fetal electrocardiogram enabling evaluation of fetal heart rate

The electrohysterogram has the frequency range between 0.1 and 3.5 Hz, and its amplitude can achieve 500 μV. This characteristic makes extraction of EHG from abdominal signal quite easy by the use of filtration technique. Electrical uterine activity component is separated from abdominal signal in selected lead, by means of band-pass filtration (Figure 2). The method of extraction of slow wave from EHG signal has been based on calculation of consecutive root-mean-square values in 60 sec window stepped with 3 sec [4]. The basal tone is a reference for detection of uterine contractions and calculation of their timing parameters. Consecutive values of basal tone are determined in windows 4 min wide and stepped with 1 min. In every step, samples are ordered from the lowest to the highest value and the mean value from 10 % of samples from a lower side is calculated. The threshold value for contractions detection is obtained by adding to basal tone the value equal to 25 % of signal range in the analysed window. Contraction is detected when its duration is greater than 30 sec and its amplitude is higher then double value of the threshold.

Analysis of FECG comprises the initial filtration of low-frequency interferences, suppression of interfering maternal electrocardiogram (during this process the signal of maternal heart rate is also determined), detection of the fetal QRS complexes and thus calculation of the FHR values expressed in beats per minute:
FHR_i [bpm] = 60000/T_{RRi} [msec], where T_{RRi} is the consecutive determined beat-to-beat interval (Figure 3).

In case of fetal electrocardiogram analysis suppression of the dominating signal of maternal electrocardiogram is the first, and at the same time, the decisive step in whole analysis [5,6]. Electrocardiogram of the mother (MECG) is a very strong interfering signal. Its amplitude of about 200 μV is much higher than fetal electrocardiogram amplitude, which reaches level of only 10 μV. Frequency range of maternal QRS complex covers the range from 10 to 40 Hz, whereas the fetal QRS complex starts from 20 Hz. When analyzing power density spectrum of abdominal signal we note that in whole common range maternal QRS is still a dominant component. Such signal characteristics of fetal and maternal electrocardiograms make the suppression of MECG by the simple filtration impossible, because it would lead to full suppression of FECG as well.

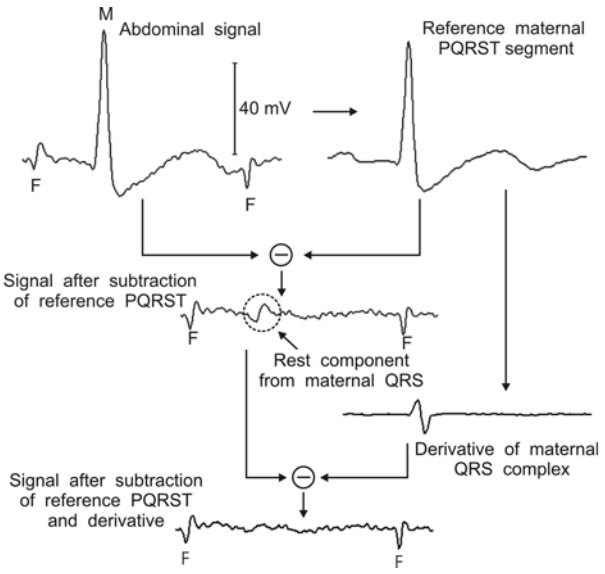


Figure 4: Suppression of maternal electrocardiogram

The method of MECG suppression that has proposed by us is a result of our previous research work [7, 8]. It is based on precise subtraction of averaged maternal QRS complex in each abdominal channel. Reference QRS complexes of maternal electrocardiogram are created and then after scaling they are subtracted from successive maternal QRS complexes in each abdominal signal. The phenomenon of inaccurate pattern synchronization can be eliminated by subtraction of the first derivative of maternal QRS complex pattern.

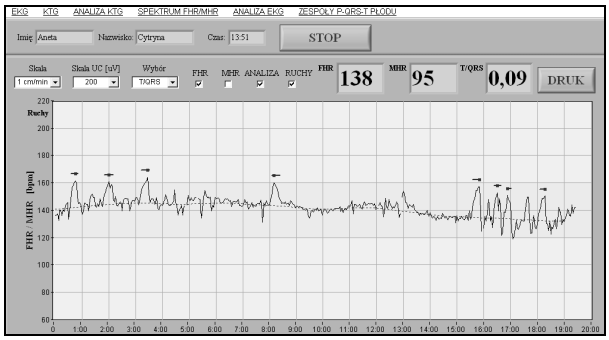


Figure 5: System window with FHR trace and recognized accelerations patterns.

Figure 6 presents simultanneously recorded segments of FHR signal (the last ten-minute of the trace from Fig. 5) using electrical and mechanical approach. It can be seen that these signals are similar. However, detailed comparison on beat-to-beat level as well as comparative study related to FHR analysis parameters should be performed to evaluate the reliability of FHR signal obtained using abdominal electrocardiography. This will be the next stage of our research work.

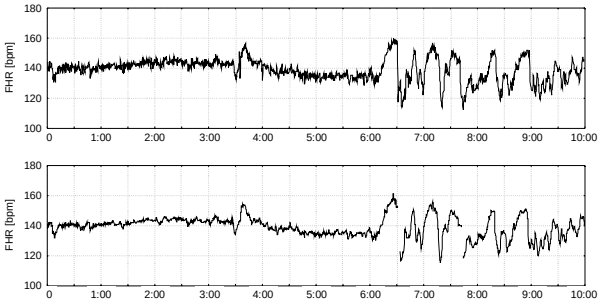


Figure 6: Simultaneously recorded FHR signals using abdominal electrocardiography (upper plot) and ultrasound method (lower plot).

Discussion

The electrical approach to monitoring the fetus and mother during pregnancy and labour has been implemented in computer-aided system. The measurement of fetal heart rate, maternal heart rate and uterine activity signals and their classical automated analysis are ensured. In addition, analysis of fetal electrocardiogram signal morphology and electrophysiological properties of uterus can be carried out. Estimation of timing parameters of ST-segments and evaluation of T/QRS ratio changes can enable very early detection of fetal distress.

Acknowledgment

Scientific work financed from the State Committee for Scientific Research resources in 2004-2006 years as a research project No. 3 T11E 017 26.

References

[1] Jezewski J., Wrobel J., Horoba K., Cholewa D., Gacek A., Kupka T., Matonia A., "Monitoring of mechanical and electrical activity of fetal heart: The nature of signals", Arch. of Perinat. Med., vol. 8: 40-46, 2002

[2] Jezewski J., Wrobel J., Horoba K., Matonia A., Kupka T., 'Estimation of beat-to-beat accuracy of fetal heart rate data obtained via Doppler ultrasound', IFMBE Proc. of 2nd European Med. & Biol. Eng. Conf. EMBEC'02, Vienna, pp. 1536-1537.

[3] Pieri J.F., Crowe J.A., Hayes-Gill B.R., Spencer C.J., Bhogal K., James D.K., "Compact long-term recorder for the transabdominal foetal and maternal electrocardiogram," Med. Biol. Eng. Comput., vol 39: 118-125, 2001.

[4] Horoba K., Jezewski J., Graczyk S., Wróbel J., 'Electrohysterography - an alternative method of uterine activity monitoring. IFMBE Proc. of the IX Mediterranean Conf. on Med. and Biol. Eng. and Comp., Croatia 2001, pp. 320-323.

[5] Bergveld P., Meijer W.J.H., "A New Technique for the Suppression of the MECG," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 28: 348-354, 1981.

[6] Callaerts D., De Moor B., Vandewalle J., Sansen W., "Comparison of SVD method to extract the fetal electrocardiogram from cutaneous electrode signals", Med. Biolog. Eng. Com-put., 28: 217-224, 1990.

[7] Matonia A., Jezewski J., Wrobel J., Horoba K., Kupka,T. 'Application of spatial filtration in noninvasive fetal electrocardiography', VI Int. Conf. SYMBIOSIS 2001, Szczyrk, pp. 45-51.

[8] Horoba K., Jezewski J., Wrobel J., Graczyk S., 'Algorithm for detection of uterine contractions from electrohysterogram', 23rd Int. Conf. of the IEEE EMBS 2001, Istanbul, pp. 461-464.

[9] Pan J., Tompkins W.J., "A Real-Time QRS Detection Algorithm", IEEE Trans. Biomed. Eng., 32: 230-236, 1985.

USING OF A SIMPLE METHOD OF MATERNAL ECG PROCESSING FOR FETAL HEART RATE DETERMINATION

T. Kupka, J. Jezewski, J. Wrobel, A. Matonia, A. Gacek, K. Horoba

Institute of Medical Technology and Equipment, Department of Biomedical Informatics,
118 Roosevelt Str., Zabrze, Poland

e-mail: tomekk@itam.zabrze.pl

Abstract: **Signals of electrical activity being recorded from maternal abdominal surface contain more information than currently used mechanical heart activity measurement based on ultrasound signals. The main problem relies on separation of a useful component – fetal electrocardiogram from a main noise signals with dominant maternal electrocardiogram. Among many algorithms for maternal component suppression the simplest method is blanking of maternal QRS complexes. However, in case of coincidence of fetal and maternal QRS complexes, this approach causes a partial loss of information on functioning of the fetal heart. This paper presents evaluation of how common such coincidences are as well as assessment of their influence on the fetal heart rate signal determination.**

Keywords**: Fetal monitoring, abdominal fetal electrocardiogram, fetal heart rate**

Introduction

In 1906, the recording of electrical activity of fetal heart succeeded for the first time. The intravaginal and abdominal electrodes connected to simple string galvanometer were used for that aim. For many subsequent years, technical difficulties in recording and conversion of signals blocked the progress of studies on fetal electrocardiography. Rapid development of electronics, application of new materials in electrode production and first of all the introduction of personal computers together with digital signals processing allowed researchers to improve a quality of the obtained signals. The main advantage of the method based on signals recording from electrodes placed on maternal abdomen is their noninvasiveness. This method can be practically applied from the 16th week of gestation, but the signals quality strictly depends on recording period [1]. Between 26 and 36th week of gestation, the acquisition of signals is considerably hindered with regard to poor conducting properties of amniotic fluid.

Ultrasound method used in conventional fetal heart activity monitoring enables the measurement the distance from a given event in the cardiac cycle to the same point in the next cycle – an equivalent of a R–R interval, and thereby the analysis of fetal heart rate (FHR) variability. Determination of intervals T_{R-R} is performed using Doppler shift effect of ultrasound beam reflected usually from moving valves of a fetal heart.

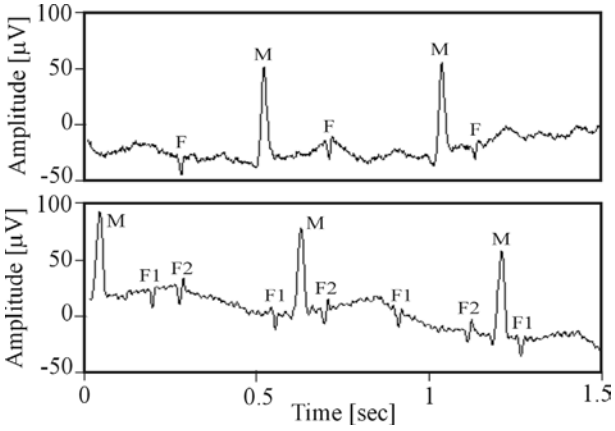


Figure 1: Fragments of electrocardiographic signal recorded from maternal abdomen, A – single pregnancy, B – twin pregnancy.

The higher accuracy of FHR determination can be ensured by using the abdominal electrocardiography. Additionally, fetal electrocardiogram (FECG) allows an observation of complete morphology of FECG signal thus improving the effectiveness of diagnosis being established [2]. Signal recorded from maternal abdomen (Fig. 1) besides a useful component – the fetal electrocardiogram, contains also artifacts being mainly the maternal electrocardiogram (MECG), mother's muscles activity or coming from fetal movements. Essential problem is the effective suppression of maternal electrocardiogram, which amplitude many times exceeds the level of the useful signal. In the studies carried out, the averaged MECG amplitude was approximately 300 μV whereas the FECG amplitude of 10÷20 μV was comparable to the muscular artifacts in some cases. In addition, the frequency bands of maternal and fetal electrocardiographic signals overlapped which makes the application of traditional filtration methods impossible. Overlapping of frequency bands is shown in Fig. 2 comprising a fragment of raw signal recorded from maternal abdomen (A), and result of its analysis in joined time-frequency domain (B). Maternal QRS complex which is dominating in abdominal signal covers the frequency range from 10 to 40 Hz, whereas the fetal QRS complex starts only from 20 Hz. It is characteristic that the dominant peak of maternal power density spectrum is located at 17 Hz and the fetal dominant peak at 30 Hz.

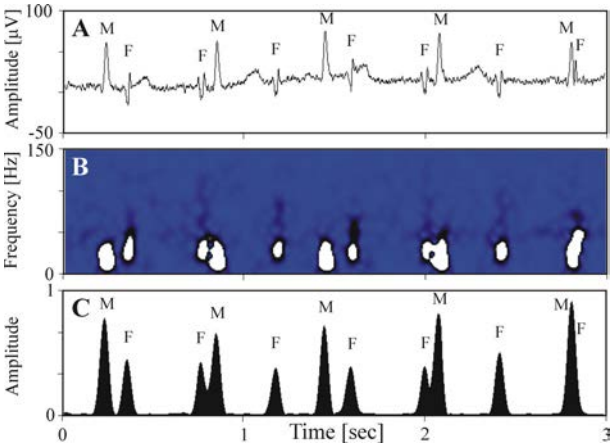


Figure 2: Overlapping of frequency bands within a fragment of abdominal signal (A). Part B presents results of analysis of this fragment in joined time-frequency domain. Additionally, C shows an intersection of plot B on the level of 30 Hz corresponding to the maximal peak in the power spectrum of fetal QRS.

It can be noted that even for the frequency corresponding to the highest peak of power spectrum of fetal QRS complex – the maternal electrocardiogram is still a dominant component in the abdominal signal (Fig. 2C).

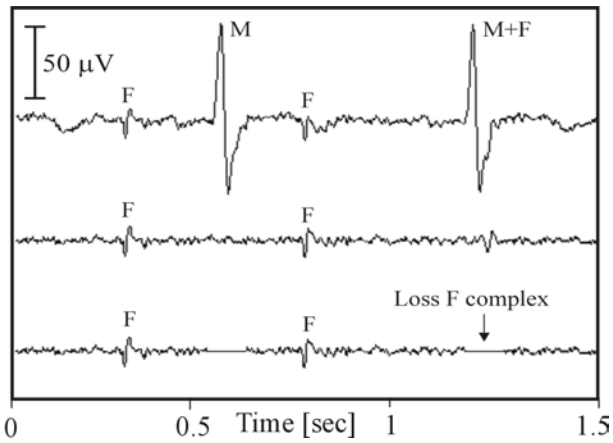


Figure 3: Example of signal with suppression of maternal electrocardiogram using subtraction (A) in comparison with blanking of maternal QRS complexes (B).

It makes the suppression of MECG by the frequency separation impossible, because it would lead to full suppression of FECG as well. Therefore, for separation of FECG signal, there are sophisticated algorithms applied that use adaptative filtration and weighted summation of signals. Their basic shortcoming is the necessity of recording of relatively large number of abdominal signals and sometimes also signals from maternal chest leads. They very often require application of strictly determined configuration of electrodes on maternal body that is usually difficult to accomplish during the labour. The developed method based on precise subtraction of averaged maternal PQRST complex has not the shortcomings mentioned above. However the algorithms used in this method require a large computational time, that makes impossible its use in instrumentation for long term monitoring of fetal heart rate variability. The simplest solution of this problem seems to be the blanking of interfering maternal QRS complexes [3]. Unfortunately, in case of coincidency of maternal and fetal QRS complexes, this solution leads to partial information loss in FECG signal (Fig. 3). For evaluation of usability of blanking method, the occurrence rate of such coincidences episodes has to be determined, as well as the assessment of their influence on information content of fetal heart rate record.

Methods

The proposed method has been developed with the use of simplified, generator of two squared waves whose impulses widths relate to duration of maternal and fetal QRS complexes respectively (Fig. 4). Sampling frequency has been set up at 500 Hz corresponding to a frequency used in the system for acquisition of signals from maternal abdominal surface. Total length of the generated signals - 5 hours, causes that the minimum number of fetal QRS complexes oscillate around 30000. Such number of fetal complexes assured high reliability of obtained results.

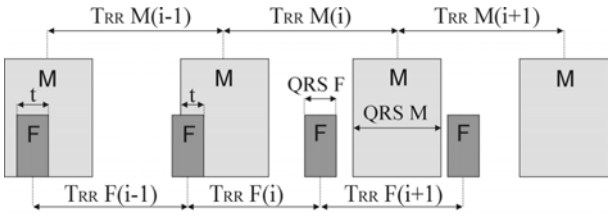
Table I: Signals parameters having influence on coincidence episodes of maternal and fetal QRS complexes.

Variable	Parameter	Value
$T_{RR}M$	Duration of maternal T_{RR} interval [msec]	545÷1000
$\Delta T_{RR}M$	Variation range of maternal T_{RR} interval duration [%]	20
QRSM	Width of maternal QRS complex [msec]	70÷90
$T_{RR}F$	Duration of fetal T_{RR} interval [msec]	300÷600
$\Delta T_{RR}F$	Variation range of fetal T_{RR} interval duration [%]	20
QRSF	Width of fetal QRS complex [msec]	20÷40

Detailed list of signal parameters having direct influence on the episodes of maternal and fetal QRS complexes coincidence together with assigned parameters values is presented in Table I. Very important feature of heart rate activity is its beat-to-beat variability. It has been simulated with the use of pseudo-random generator. Maximum variation range resulting from physiology of a heart activity is specified by the variables $\Delta T_{RR}M$ and $\Delta T_{RR}F$. Due to variability of the heart rate, the phase shift between signals of mother and fetus is not essential, hence it has not been regarded in our algorithm. The term of QRS complexes coincidence factor (CF_i) has been defined. It represents a common part of maternal and fetal complexes of determined duration „t_i" expressed in relation to width of fetal complex $QRSF_i$:

$$CF_i = \frac{t_i\,[\text{msec}]}{QRSF_i\,[\text{msec}]} \cdot 100\% \qquad (1)$$

Four thresholds of coincidence: 25, 50, 75 and 100 % have been established. For instance, the threshold of CF_i equal to 50% value comprises fetal QRS complexes that were overlapped in the limits 50%÷100% of their width.



$$T_{RR}M(i) = T_{RR}M(i-1) \pm RNDM \cdot T_{RR}M(i-1)$$
$$RNDM \in \{-\Delta T_{RR}M, +\Delta T_{RR}M\}$$
$$T_{RR}F(i) = T_{RR}F(i-1) \pm RNDF \cdot T_{RR}F(i-1)$$
$$RNDF \in \{-\Delta T_{RR}F, +\Delta T_{RR}F\}$$

Figure 4: Fragments of generated electrocardiographic signal together with its description parameters. RNDM and RNDF – generation of pseudo-random numbers describing the variability of maternal and fetal heart rate respectively.

The quantitative evaluation of occurrence rate of coincidence episodes in electrocardiogram trace was effected by determination of coincidence factor which specifies the number of fetal QRS complexes having common part corresponding to preset threshold. This quantity is expressed as a percentage of all fetal complexes that have occurred in a given record:

$$CF(T) = \frac{\sum_{i=1}^{N} \text{marker}_i}{N} \cdot 100\% \qquad (2)$$

where: T – threshold value (25, 50, 75, 100%)
N – number of all fetal QRS complexes

$$\text{marker}_i = \begin{cases} 1 & \text{for} \quad CF_i \geq T \\ 0 & \text{for} \quad CF_i < T \end{cases}$$

Results

At first, the influence of width of maternal and fetal QRS complexes on the coincidence episode rate has been examined. Such sequence of examinations was resulting from invariability of these parameters within the electrocardiographic record. Width of maternal and fetal QRS complexes was changed with 5 msec step. Maternal and fetal T_{RR} interval lengths have been assumed at the levels of 700 and 444 msec representing the most frequent values occurring, and corresponding to heart rates: 85 bpm (beats per minute) for mother and 135 bpm for fetus.

Obtained results showed a tendency according to which the coincidence factor decreases with increase of fetal QRS width and it decreases with decrease of maternal QRS width. For further analysis, the electrocardiograms were used with minimum and maximum value of CF factor, that is to say, the cases where QRSM = 70 msec and QRSF = 40 msec as well as QRSM = 90 msec and QRSF = 20 msec. For such combinations of widths of maternal and fetal QRS complexes, the influence of $T_{RR}M$ and $T_{RR}F$ parameters on CF factor value was studied. It appeared that for selected width of maternal and fetal QRS complexes as well as for the selected length of maternal T_{RR} interval the change of fetal T_{RR} interval does not influence the value of coincidence factor. This is a consequence of the fact that the change of fetal T_{RR} interval length influences both the number of these intervals in the record and the probability of occurrence of complexes coincidence. According to expectations, the value of coincidence factor CF increased along with shortening of the maternal T_{RR} interval. Maximum value of this factor was achieved for $T_{RR}M$ = 545 msec. For each threshold value the range has been estimated in which the CF factor will be contained in electrocardiographic records (Fig. 5). Additionally, the value of the coincidence factor for mean value parameters ($T_{RR}M$=700 msec, QRSM=80 msec, QRSF=30 msec) have been marked.

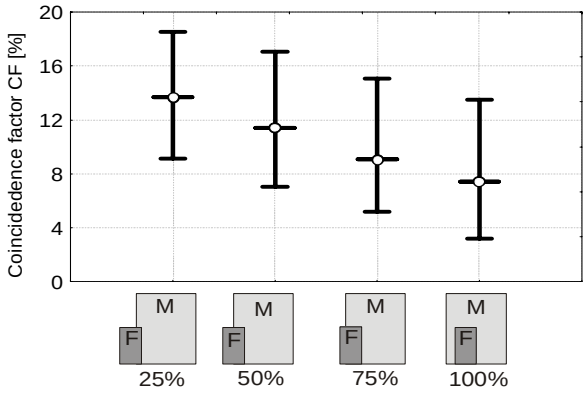


Figure 5: Range of the coincidence factor (CF) values of maternal and fetal QRS complexes for each coincidence thresholds.

When analyzing Figure 5 it can be noted that considering farther detection of fetal QRS complexes the most crucial is threshold value of 25%. Such value assumes that even if overlap of fetal and maternal QRS complexes does not exceed 25% of fetal QRS complex width than heart beat will not be detected. Therefore, for farther analysis we established the threshold value of 25%, for which coincidence factor is between 9.11 and 18.53%. This means the 18 % loss in FECG signal in the most pessimistic variant. It should be noted that the loss episode is not continuous but occurs randomly and lost T_{RR} intervals can be determined by interpolation of several values correctly calculated earlier. Evaluation of threshold values for which particular algorithms are able to detect QRS complex is a subject of our farther research work.

Figure 6 presents one-minute fragment of FHR signal obtained on a basis of real electrocardiographic

signal, where maternal QRS complexes have been eliminated using blanking (A) and subtraction of reference maternal QRS complex (B) [4]. In case of blanking method all fetal QRS complexes which did not match the criteria of 25% threshold were eliminated. That process was performed independently on farther detection of fetal QRS complexes. Detection was carried out manually after suppression of maternal component based on both blanking and subtraction methods.

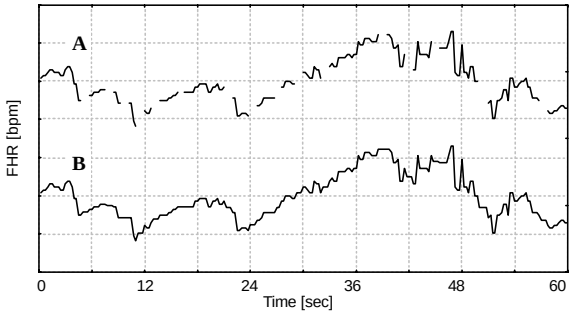


Figure 6: One-minute FHR segments determined from: A – FECG with signal loss resulted from blanking method, B – FECG without signal loss obtained using the developed method of maternal ECG suppression.

For fetal state evaluation the FHR rate variability indices provide very important and clinically useful information. They are defined on a basis of consecutive intervals of heart beats. We have stated that FHR signal loss exceeding 10% significantly changes values of these indices so they can not be used for fetal state estimation any longer [5].

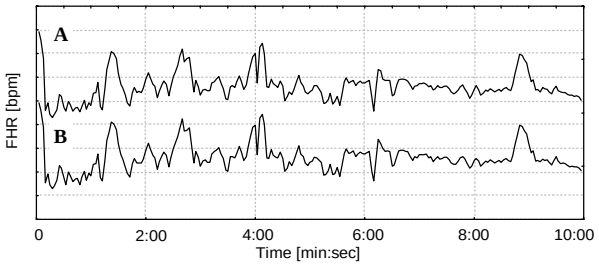


Figure 7: Ten-minute FHR traces averaged over periods of 2.5 second. Enlarged segments are shown in Figure 6 with A and B curve respectively.

Figure 7 presents ten-minute traces of FHR signal obtained from fetal ECG after elimination of maternal QRS complexes using blanking (A) and subtraction of reference maternal QRS complex (B). Signals are averaged over 2.5 sec period, which is a standard in classical FHR analysis. The first step in such analysis is determination of FHR baseline, performed usually by the use of bidirectional nonlinear filtration. Relying on FHR baseline the important patterns: accelerations and deceleration of fetal heart rate are detected. Averaging over 2.5 sec period causes that signal losses being result of blanking method do not affect the shape of FHR trace. It means that acceleration and deceleration patterns can be correctly determined.

Discussion

Indirect fetal electrocardiography is a new developing diagnostic method that can revolutionize the perinatal medicine in the future. At present, the main problem is a separation of the useful component – the FECG signal from the signal containing maternal ECG and muscle activity artifacts. Blanking of the maternal QRS complexes is a relatively simple method usable in long-term monitoring of fetal heart activity systems. Although, in case of superposition of maternal and fetal QRS complexes, this method causes signal loss in FECG trace. As regards to classical analysis of FHR, when this signal is represented by 2.5 sec samples, lost beats in FECG have no influence on analysis results. The situation is completely different when considering FHR variability indices. In that case quantity of signal loss, which can vary from 9.11 to 18.53% as it was estimated, excludes application of indices for fetal state estimation. Another problem which has to be taken into account in case of fetal monitoring using abdominal electrocardiography is connected with existence of a period of poor signal recording between 26 and 36-th week of gestation due to change of conduction properties of the amniotic fluid covering fetal body and the high level of muscular artifacts in some cases.

Acknowledgment

Scientific work financed from the State Committee for Scientific Research resources in 2004-2006 years as a research project No. 3 T11E 017 26.

References

[1] Matonia A., Jezewski J., Gacek A., Kupka T., Horoba K., Wróbel J., "Computerized fetal monitoring based on bioelectric signals from maternal abdomen", J. Med. Inf. Tech., vol 4: 37-47, 2002.

[2] Abboud S., Barkai G., Mashiach S., Sadeh D., "Quantification of the Fetal Electrocardiogram Using Averaging Technique", Comput. Biol. Med., vol. 20: 147-155, 1990.

[3] Pieri J.F., Crowe J.A., Hayes Gill B.R., Spencer C.J., Bhogal K., James D.K., "Compact long-term recorder for the transabdominal fetal and maternal electrocardiogram", Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 39: 118-125, 2001.

[4] Matonia A., Jeżewski J., Kupka T., Horoba K., Wróbel J., "Algorithm for recognition and suppression of interfering maternal electrocardiography", Computer Recognition Systems: 55-61, 2003.

[5] Jezewski J., Wrobel J., Horoba K., Matonia A., Kupka T., "Estimation of beat-to-beat accuracy of fetal heart rate data obtained via Doppler ultrasound", IFMBE Proc. 2nd Eur. Med. Biol. Eng. Conf., Vol: 12: 1536-1537, 2002.

RUPTURE OF INTERVERTEBRAL DISC UNDER INTERNAL PRESSURIZATION

H. Schechtman*, P. A. Robertson** and N. D. Broom***

* Fundação Oswaldo Cruz/Programa de Computação Científica, Rio de Janeiro, Brazil
** Auckland Hospital/Department of Orthopaedic Surgery, Auckland, New Zealand
*** University of Auckland/Dept. of Chemical and Materials Engineering, Auckland, New Zealand

e-mail: h.schechtman@fiocruz.br

Abstract: Bovine caudal motion segments were used to investigate the intrinsic failure strength of the intact intervertebral disc under internal hydrostatic pressure. 25 motion segments dissected from 14 bovine tails were tested to failure. A viscous hydrogel was injected under monitored pressure into the nucleus through a hollow screw which passed axially along one of the attached vertebrae. A mean hydrostatic failure pressure of 19.91±8.28 MPa was observed which was approximated as a thick-wall hoop stress of 49±20 MPa.
Key Words: **Intervertebral Disc; Hydrostatic Pressure; Failure Strength**

Introduction

The intervertebral disc (IVD) is a complex structure that allows load bearing, limits intervertebral motion, and maintains anatomic relationships of surrounding bony vertebral bodies and ligamentous structures [1]. Many studies have investigated the relationship between the disc's internal hydrostatic pressure and the external load [2,3-7,8]. These studies concluded that the in vivo pressure varied according to the adopted position of the body. In a paper reporting on a comprehensive investigation [5] stated that the in vivo pressure at a standing position was of the order of 0.56 to 0.97 MPa, whilst the maximum pressure, obtained with the human subject lifting a mass of 20 kg whilst bending the back was of the order of 2.45 to 3.60 MPa.

The compressive load sustained by the IVD is translated into an internal hydrostatic pressure in the nucleus pulposus and tensile stresses in the annulus fibrosus. Clinical evidence indicates that the IVD fails by rupture of the annulus fibrosus at an anterior location with possible extrusion of material from the nucleus pulposus [9].

Various studies have attempted to model the failure of the IVD in vitro. These investigations ranged from mimicking the failure process in single loading events [10,11,12] to injuries caused by mechanical fatigue [13,14,15,16]. Other studies have attempted to investigate the failure strength of the annulus fibrosus by assessing the tensile strength of isolated portions [1,17,18].

In the present study we have sought to obtain a value of failure strength while retaining the intact disc fully integrated with its vertebrae, and by employing an inflation mode of pressurization to simulate approximately the hydrostatic loading of the disc when it is compressed *in vivo*.

Materials and Methods

Prime ox tails were obtained fresh from the local abattoir and immediately wrapped in plastic film and kept at -20 ºC until the day prior to mechanical testing. In preparation for testing the tails were slowly thawed overnight at a temperature of +4 ºC. Motion segments comprising an intervertebral disc and its adjoining two vertebrae were obtained from the tails and cleaned of all subjacent tissue. Prior to any mechanical testing the isolated motion segments were hydrated in physiological saline for 12 hrs at +4 ºC and their external diameters measured with a vernier caliper.

Two slightly different experimental procedures were employed. In the first procedure the vertebrae were trimmed to a length of 20 mm. A self-tapping steel screw 20xØ4mm was drilled hollow along its entire length with an internal bore of Ø1 mm. This screw was then inserted longitudinally through one of the vertebrae to just enter the nucleus via the endplate (Figure 1). Internal pressure was applied to the IVD by attaching this screw to a suitable pressure source and injecting a dyed cellulose gel of low viscosity. In the second experimental procedure a longer screw (65xØ4.5 mm, internal bore Ø1.2 mm) was used. The longer screw enabled motion segments with untrimmed vertebrae to be tested.

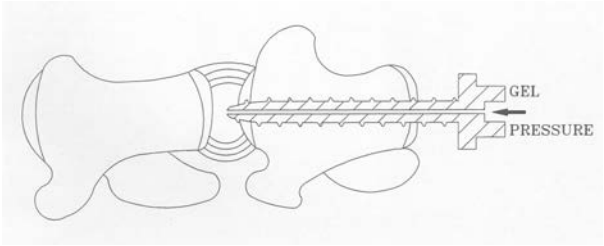


Figure 1: Schematic showing the system used to inject cellulose gel into the disc nucleus.

The pressure generating system consisted of a piston (internal diameter 24 mm) filled with the cellulose gel and its exhaust port connected via a threaded junction to the self-tapping screw (Figure 1). The piston was compressed using a dynamic testing machine (model 810 - 50kN, MTS Systems, USA) operated in displacement control with the actuator moving at a rate of 20 mm/s. The net load applied to the IVD was calculated from the load recorded by the testing machine after subtracting the drag load generated by the system. This was obtained by conducting a compression run without a specimen attached. The internal disc pressure was obtained from the net load divided by the cross-sectional area of the piston.

The second experimental procedure was a refinement of the first. It utilized a longer hollow screw-piece (65 x Ø4.5 mm, internal bore Ø1.2 mm) which allowed motion segments with untrimmed vertebrae to be tested. This modified experimental procedure also incorporated an adjustable harness to prevent the IVD expanding axially with pressurization and to crudely simulate the axially confined state of the disc in vivo. The injection system was also modified to incorporate a pressure transducer (Sensotec, USA, model LM/2345-16, Range 66 MPa) to monitor the gel pressure. The pressure applied to the IVD was thus measured from both the net load applied to the piston as in the first procedure, and from the output of the pressure transducer.

A total of 14 trimmed motion segments (TMS) obtained from 8 tails were tested using the first procedure. For the second, a further 11 untrimmed motion segments (UMS) from 6 tails were employed.

Hoop stresses were calculated for each of the motion segments. The analytical solution for these values was based upon the linear elasticity theory for pressure vessels. The authors assumed a constant wall thickness-to-diameter ratio of 0.175. Results based on these assumptions are clearly approximate since the strains involved in IVD deformation will be both finite and non-linear. Further, the wall thickness may vary in a non-linear manner in relation to the diameter.

Results

Figure 2 shows typical traces of the internal pressure as a function of time. Where there was a large drop in hydrostatic pressure (trace A) this was generally associated with a sharp 'popping' sound suggesting some form of catastrophic structural failure. The trace B response was obtained typically from specimens in which the dyed cellulose gel extravasated gradually from the nucleus through the annular wall but nearer its junction with the endplates. Despite the absence of a sudden drop in pressure in trace B, its abrupt discontinuity clearly suggests that a threshold of structural resistance was reached.

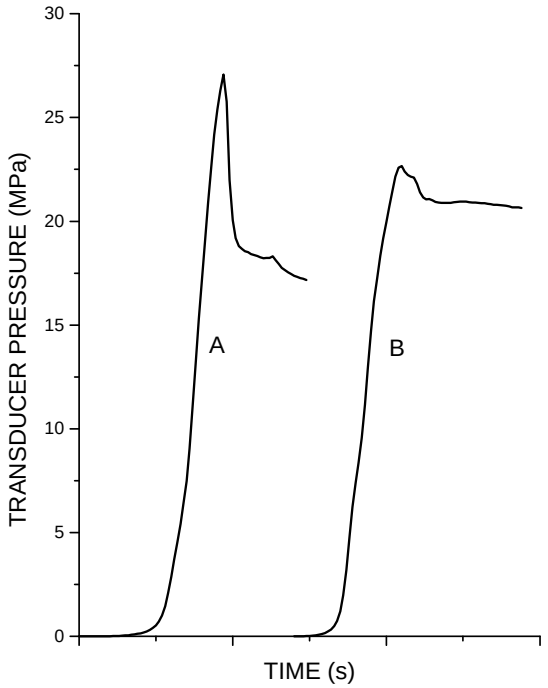


Figure 2: Typical records of the internal pressure as a function of time.

The values for the internal pressure at failure for the 14 trimmed motion segments employed with the short screw ranged from 15.02 to 55.49 MPa. Assuming the IVD to be a thick wall pressure vessel with a diameter of 20 mm and a wall thickness of 3.5 mm, the hoop stress acting on its wall ranged from 37 to 137 MPa, with an average value of 61 ± 27 MPa (mean±sd, n=14).

The second experimental procedure allowed comparison of pressure values as measured from the pressure transducer and those estimated from the load values recorded by the testing machine. It was found that the transducer pressure values were approximately 10% less than those estimated from the load. Thus for the untrimmed specimens only the pressure values as measured by the pressure transducer are presented.

The adjustable harness employed to prevent axial expansion of the discs was snugly fitted to the full length of the motion segment in its fully relaxed state, i.e. prior to gel injection. Interestingly the harness remained unloaded throughout pressurization up to failure, indicating that there was no discernible axial extension of the disc.

The values for the internal pressure for the 11 untrimmed motion segments ranged from 13.07 to 22.39 MPa yielding wall hoop stresses ranging from 32 to 55 MPa, with an average value of 41 ± 8. MPa (mean±sd, n=11).

Discussion

The methodology developed by the authors has allowed the assessment of the failure strength of the

IVD with minimal disruption to its complex architecture. We believe the technique provides a potentially important tool for assessing the disruptive effects of specific modes and intensities of loading. One could for example impose controlled degrees of flexion, shear and torsion, and then compare the pressures necessary to induce failure in the damaged versus undamaged control specimens. The technique in conjunction with microstructural assessment may provide new insights into the still poorly understood mechanisms of IVD failure associated particularly with the annular wall and annular wall-endplate junction regions.

Under pressure the disc must expand to accommodate the influx of gel. This expansion would be expected to occur in all directions. Interestingly, no axial expansion occurred as evidenced by the fact that the harness remained unloaded throughout the test. This is probably explained by two inter-related effects. Firstly, the fully hydrated discs used in this investigation were already in their high modulus stretched state. In this state any additional strains will be microscopic. Secondly, with additional imposed pressurization any change in dimension in the axial direction would be a consequence of the counter-acting effects of indirect contraction due to annular bulging and direct longitudinal expansion.

The range of pressure values obtained at failure for the trimmed motion segments (14.98 to 55.49 MPa; coefficient of variance 44%) shows a degree of dispersion which seems unlikely to have arisen from biological variability. By contrast, the untrimmed specimens yielded pressure values which were much more homogeneous (13.07 to 22.39 MPa; coefficient of variance 20%). The several high values of failure pressure obtained in the trimmed series are probably explained by the extra difficulty involved in positioning the screw tip accurately in the centre of the nucleus due to the crushing of the exposed cancellous bone. Any impingement of the tip on the distal endplate is likely to have increased the resistance to the flow of gel.

Despite this difference in variance, both sets of results can be compared and combined, provided the values from the trimmed specimens are reduced by a factor of 10% to account for the difference between the values obtained from the pressure transducer and the estimated values as calculated from the load recorded by the testing machine. The combined mean failure pressure is then 19.91±8.28 MPa with a corresponding thick wall hoop stress of 49±20 MPa.

The above mean hoop stress value can be translated very approximately into the tensile stress acting on the collagen fibres of the annulus fibrosus by assuming a fixed angle of 65º with the longitudinal axis for the inclination of these fibres within each lamellae. For the thick wall assumption, this fibre tensile failure stress is 60 MPa. This value is about 60% of the ultimate tensile stress value of 100 MPa obtained for tendons [19]. Another collagen-rich tissue, articular cartilage, has been shown to fail in tension in the plane of its articular surface at a stress of 10-40 MPa [20]. Although tendon and the articular surface of cartilage have different biomechanical functions to the annular wall of the IVD, all three tissues require their collagen architectures to be loaded in tension. We would therefore expect a similar order of magnitude for their failure stresses.

Using human lumbar L4/L5 discs Marchand and Ahmed [18] obtained a fibre tensile failure stress of 110 ± 53 MPa (mean±sd) by testing in tension small specimens of the annulus fibrosus. By contrast, in two separate studies Galante [21] and Skaggs et al. [1] obtained the much lower values of 10 MPa and 6 MPa, respectively. Our experiment has yielded a mean value that lies between these extremes.

An analytical approach based on geometrical constraints was used by Hickey and Hukins [17] to estimate the failure pressure of the IVD. They found this to be of the order of 32 MPa which is reasonably close to our mean failure pressure of 19.91±8.28 MPa. Interestingly, Iencean [22] claimed to have inflated human lumbar L4/L5 motion segments to failure with compressed air. He reported failure pressures no higher than 1.3 MPa which is substantially lower than any of the above mentioned values. The disc pressure generated when a person lifts a mass of 20 kg whilst bending is considered to be of the order of 2.45 to 3.60 MPa [5]. Given Iencean's value catastrophic failure of the disc would always occur in such a manoeuvre. Moreover, even by just standing the disc pressure is of the order of 0.56 to 0.97 MPa [5], a level that is perilously close to the failure pressure reported by Iencean. Such a low value reported by this investigator would seem to be incorrect.

Application of this experimental model offers the opportunity to further enhance our understanding of the initiating mechanisms of disc failure. The frequent clinical scenario of disc failure, with annular tears, prolapse and the subsequent cascade of degeneration [23], has been frustratingly difficult to reproduce in an experimental environment. This model should allow further definition of the role of the biomechanical environment in contributing to disc failure. Importantly, because it provides a means of assessing 'whole organ' strength, the model should improve our understanding of how specific forms of structural disruption will increase the functional vulnerability of the disc.

To conclude, we offer an experimental technique that provides a measure of the intrinsic failure strength of the intact bovine caudal disc. The results indicate a high safety factor which might imply that the preferred mode of failure is due more to the effects of cumulative damage than to an isolated traumatic event. Our mechanical investigation did not seek to correlate the observed precipitous mode of failure with detailed structural changes. However, we are currently employing this methodology as a means of assessing the extent to which limited degrees of

induced structural damage to the annulus fibrosus might influence whole disc strength.

Acknowledgements

The authors gratefully acknowledge the support of the Auckland Medical Research Foundation and the Brazilian Government (CAPES/MEC).

References

[1] Skaggs D.L., Weidenbaum M., Iatridis J.C. et al., "Regional variation in tensile properties and biochemical composition of the human lumbar anulus fibrosus", *Spine* 19:1310-9, 1994.

[2] Cripton P.A., Dumas G.A. and Nolte L.-P., "A minimally disruptive technique for measuring intervertebral disc pressure in vitro: Application to the cervical spine", *J. Biomech.* 34:545-9, 2001.

[3] Nachemson A., "The load on lumbar disks in different positions of the body", *Clin. Orthop.* 45:107-22, 1966.

[4] Nachemson A., "Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material", *Acta Orthop. Scand. Supp.* 43:1-104, 1960.

[5] Nachemson A. and Elfström G., "Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. A study of common movements, maneuvers and exercises", *Scand. J. Rehab. Med. Supp.* 1:1-40, 1970.

[6] Nachemson A. and Morris J.M., "In vivo measurements of intradiscal pressure. Discometry, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs", *J. Bone and Joint Surg.* 46-A:1077-92, 1964.

[7] Nachemson A.L., "Disc pressure measurements", *Spine* 6:93-7, 1981.

[8] Pospiech J., Stolke D., Wilke H.J. et al., "Intradiscal pressure recordings in the cervical spine", *Neurosurgery* 44:379-85, 1999.

[9] Adams M.A., Bogduk N., Burton K. et al., *The biomechanics of back pain*, London: Churchill Livingstone (Elsevier Science Ltd.), 2002.

[10] Adams M.A. and Hutton W.C., "Prolapsed intervertebral disc: A hyperflexion injury", *Spine* 7:184-91, 1982.

[11] Brinckmann P. and Porter R.W., "A laboratory model of lumbar disc protrusion. Fissure and fragment", *Spine* 19:228-35, 1994.

[12] Lin H.S., Liu Y.K. and Adams K.H., "Mechanical response of the lumbar intervertebral joint under physiological (complex) loading", *J. Bone and Joint Surg.* 60-A:41-55, 1978.

[13] Adams M.A. and Hutton W.C., "The effect of fatigue on the lumbar intervertebral disc", *J. of Bone and Joint Surg.* 65-B:199-203, 1983.

[14] Adams M.A. and Hutton W.C., "Gradual disc prolapse", *Spine* 10:524-31, 1985.

[15] Gordon S.J., Yang K.H., Mayer P.J. et al., "Mechanism of disc rupture: a preliminary report", *Spine* 16:450-6, 1991.

[16] Yang K.H., Byrd J.A., Kish V.L. et al., "Annulus fibrosus tear - an experimental model", *Orthop. Trans.* 12:86-7, 1988.

[17] Hickey D.S. and Hukins D.W.L., "Relation between the structure of the annulus fibrosus and the function and failure of the intervertebral disc", *Spine* 5:106-16, 1980.

[18] Marchand F. and Ahmed A.M., "Mechanical properties and failure mechanisms of the lumbar disc annulus", *Trans. Annual Meeting Orthop. Res. Soc.* 14:355, 1989.

[19] Bader D.L. and Schechtman H., "Mechanical characterisation of tendons in vitro", in Elices M. (Ed.): *Structural biological materials: Design and structure-property relationships*, Amsterdam: Elsevier Publishers, 2000.

[20] Kempson G.E., "Mechanical properties of articular cartilage", in Freeman M.A.R. (Ed.) *Adult articular cartilage*, London: Pitman publishing Ltd., 1979.

[21] Galante J.O., "Tensile properties of the human lumbar annulus fibrosus", *Acta Orthop. Scand. Supp.* 100:1-91, 1967.

[22] Iencean S.M., "Lumbar intervertebral disc herniation following experimental intradiscal pressure increase", *Acta Neurochirurgica* 142:669-76, 2000.

[23] Osti O.L., Vernon-Roberts B. and Fraser R.D. "Anulus tears and intervertebral disc degeneration. An experimental study using an animal model", *Spine* 15:762-7, 1990.

EQUIPAMENTO ELETRÔNICO PARA CONTROLE AUTOMÁTICO DA TEMPERATURA DO AR EM INCUBADORAS DE RECÉM-NASCIDOS

E.A. Tognon* e P.S.C. Molina**

* HSVP/CEB, Passo Fundo-RS, Brasil
** UPF/Eng. Elétrica, Passo Fundo-RS, Brasil

eduardo@elomed.com.br

Abstract: An electronic equipment to control the temperature and to monitor the relative humidity of the air in incubators of new born was developed in the present work. The system displays the temperature and humidity and controls the temperature of the air according to NBR IEC 60601-02-19. It is expected that this work contributes to a better care of the new born, because the system is low cost and can be used in existent incubators, with no alteration of the protection circuits and heating.
***Keyword*: Incubator, control, temperature.**

Introdução

A incubadora para recém-nascidos ou incubadora neonatal é um equipamento eletromédico usado para a manutenção da vida de recém-nascidos prematuros. Sua função é proporcionar ao recém-nascido um ambiente termoneutro, que é obtido através do controle da temperatura e umidade relativa do ar em níveis adequados, permitindo que o bebê mantenha a temperatura corporal normal a baixas taxas metabólicas, contribuindo dessa forma para um desenvolvimento rápido do infante com uma menor incidência de doenças [3].

Durante a manutenção preventiva e corretiva de incubadoras para recém-nascidos no Hospital São Vicente de Paulo, foi constatado que as incubadoras com sistema de controle ON/OFF não respeitam a norma NBR IEC 60601-2-19 [1] no item temperatura, pois seu ano de fabricação é anterior ao da norma. Os ensaios de cada incubadora foram realizados com o equipamento de ensaio de incubadoras infantis, desenvolvido por IAIONE [3]. O desrespeito à norma provoca uma maior perda de calor pelo recém-nascido e, conseqüentemente, retarda o crescimento.

A norma NBR IEC 60601-2-19 estabelece temperatura entre 32°C e 37°C e umidade relativa entre 40% e 60%. O *overshoot* de temperatura deve ser menor que 2°C e após estabilização (15 minutos após o Overshoot) a temperatura não deve oscilar mais que 0.5°C ao redor da temperatura de controle.

No presente trabalho confeccionou-se um sistema de controle de temperatura do ar e monitoração da umidade relativa do ar para incubadoras de recém-nascidos. O sistema desenvolvido apresenta a temperatura e a umidade relativa em um *display* e controla a temperatura do ar segundo a NBR IEC 60601-02-19 [1].

Espera-se que este trabalho venha a contribuir para a melhoria do desempenho das incubadoras já existentes, pois o sistema é de baixo custo e pode ser adaptado sem alteração dos circuitos de proteção e aquecimento. Assim um aparelho que não atende os requisitos de segurança da norma, pode ser modificado com um baixo custo passando a atender os requisitos.

Materiais e Métodos

Fundamentos teóricos: São quatro as formas que o corpo humano perde calor: condução, convecção, radiação e evaporação. A perda de calor total de um recém-nascido é a somatória destas quatro formas que o corpo humano perde calor.

A tabela 1 mostra as perdas de calor de um recém-nascido com uma semana de idade e 2 kg de massa, despido e deitado em um colchão de espuma, em um ambiente com temperatura uniforme, umidade relativa do ar entre 40% e 60% e sem correntes de ar [3].

Tabela 1: Perdas térmicas de um recém-nascido em incubadora.

Perda de calor	**Temperatura ambiental**		
(kcal / m^2. h)	**30°C**	**33°C**	**36°C**
Radiação	19 (43%)	12 (40%)	7 (24%)
Convecção	15 (37%)	9 (33%)	5 (19%)
Evaporação	7 (16%)	7 (24%)	17 (56%)
Condução	2 (4%)	1 (3%)	0 (1%)
Total	43	29	29

Dado o exposto, o cuidado do recém-nascido, principalmente prematuro, requer um microclima que ofereça um ambiente com temperatura e umidade relativa do ar adequado (termoneutro) para minimizar a sua perda de calor e conseqüentemente sua produção de calor, seu consumo de oxigênio e suas necessidades nutricionais. Isto contribui para um desenvolvimento significativamente mais rápido na massa e comprimento corporais, na superação de intercorrências clínicas esperadas e para uma evolução mais estável e sem seqüelas para o recém-nascido [3].

O ambiente termoneutro apresenta uma faixa de temperatura ambiental na qual o recém-nascido apresenta uma temperatura corpórea normal e assim uma taxa metabólica mínima, podendo mantê-la constante apenas por controle vasomotor, transpiração e postura. Abaixo desta faixa, torna-se necessária uma resposta metabólica ao frio, para reposição de calor. Acima desta faixa, torna-se inevitável um aumento da temperatura corpórea e também, da taxa metabólica. Assim, a faixa termoneutra representa uma faixa de estresse mínimo, a qual é estreita em recém-nascidos despidos [3].

Sistema desenvolvido: Para este trabalho foi utilizado uma incubadora com os circuitos de proteção e aquecimento intactos. O circuito de controle ON/OFF original foi substituido pelo circuito apresentado no diagrama de blocos da figura 1.

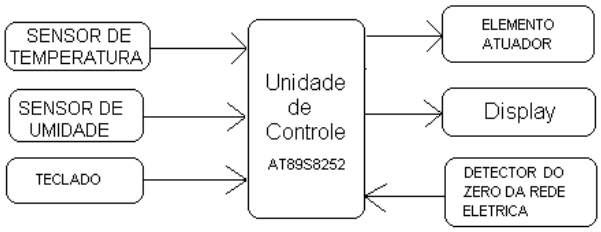


Figura 1: Diagrama de blocos do sistema

O diagrama de blocos representa o circuito, que é composto por: Dois sensores, um de umidade relativa do ar e outro de temperatura do ar. Esses sensores fornecem à unidade de controle a informação de parâmetros a serem monitorados e controlados; Teclado, utilizado para a programação da temperatura de controle e alarmes de temperatura e umidade relativa do ar; Detector de passagem por zero da rede elétrica, que é utilizado para detectar o momento do disparo do tiristor; Display, que fornece ao operador informações de temperatura e umidade relativa do ar programadas e reais; Elemento atuador que controla a temperatura.

Para o desenvolvimento do software de controle de temperatura do microcontrolador AT89S8752, primeiramente foi obtida a função de transferência da incubadora, aplicando um degrau unitário na sua entrada (potência máxima na resistência), e medindo os valores de sua saída (temperatura). Os valores da saída foram medidos com um tempo de amostragem de 30 segundos, durante um período de 51 minutos, totalizando 102 amostras. A resposta ao degrau unitário é apresentada na figura 2.

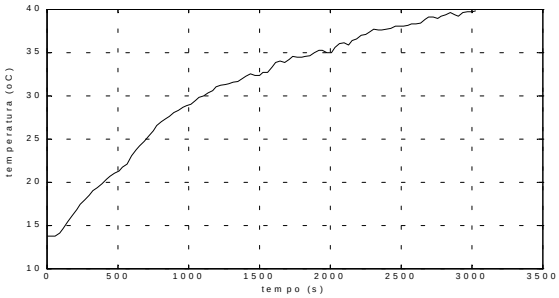


Figura 2: Curva de resposta de temperatura quando aplicado um degrau unitário na entrada do sistema.

Aplicando o método de Ziegler-Nichols [2] foi possível obter a função de transferência do sistema a partir de linearizações da resposta ao degrau. Com este método obteve-se a função de transferência da incubadora, apresentada abaixo:

$$H(s) = \frac{0{,}0129e^{-90s}}{0{,}0003 + s}$$

Circuito de controle: Para determinar um circuito de controle que respeite a NBR IEC 601-2-19, através da função de transferência determinada acima, foram feitas simulações com o Simulink [5] de dois tipos de sistema: ON/OFF e Ciclo de Trabalho.

ON/OFF: Método de controle que liga ou desliga o fornecimento de energia ao elemento aquecedor (resistência) em função do erro. Se o erro for maior que zero a energia é máxima, e se menor que zero não temos energia sobre o elemento aquecedor. Normalmente é incluído histerese para evitar acionamentos seguidos do elemento aquecedor [4].

Para verificar o funcionamento deste sistema, foram realizadas simulações com o Simulink [5]. Com um modelo foi possível verificar as oscilações que o sistema possui na condição de temperatura estável, como é mostrado na figura 3.

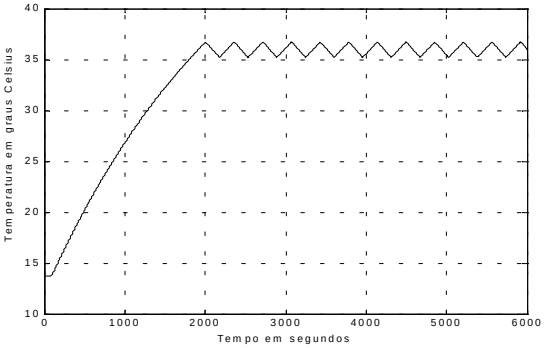
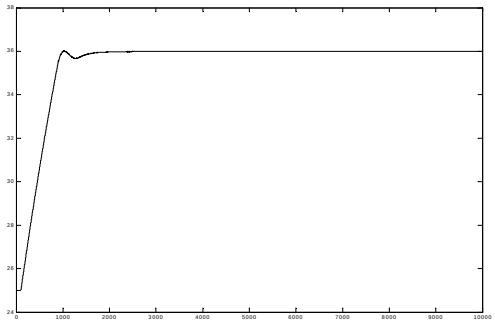


Figura 3: Resposta do sistema de controle ON/OFF.

Através destas simulações foi constatado que o sistema ON/OFF apresenta um erro em regime permanente de ±0,7°C, acima do erro permitido pela NBR IEC 60601-2-19. Cabe salientar que este sistema de controle de temperatura está presente na grande maioria das incubadoras dos estabelecimentos de saúde.

Ciclo de trabalho: Método de controle onde a relação entre o tempo em que o elemento aquecedor fica ligado e desligado varia em função do erro. No entanto a soma destes tempos permanece constante (freqüência constante). Para verificar o funcionamento deste sistema, foram realizadas simulações com a o Simulink [5]. Com um modelo foi possível verificar as oscilações que o sistema possui quando ajustado para 36°C e na condição de temperatura estável, como é mostrado na figura 4.



Tempo em segundos X Temperatura em graus célsius

Figura 4: Resposta do sistema de controle por Ciclo de Trabalho

A escolha do controlador: O método de controle escolhido para a programação do microcontrolador foi o controle tipo Ciclo de Trabalho, devido à excelente resposta apresentada pelo sistema de controle.

Resultados

Foram realizados testes de controle de temperatura. Nos ensaios foi utilizado o equipamento para ensaio de incubadoras infantis desenvolvido e descrito por Iaione [3]. Para a realização dos testes, foi utilizada a cúpula de uma incubadora inativa cedida pelo Hospital São Vicente de Paulo. A figura 5 apresenta a incubadora de recém-nascido, onde o sistema desenvolvido está incorporado, sendo testada pelo equipamento de ensaio de incubadoras desenvolvido por Iaione [3].

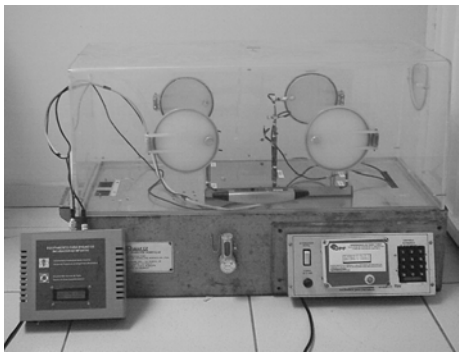


Figura 5: Incubadora de recém-nascido sendo testada pelo equipamento de ensaio de incubadoras.

Os valores de temperatura obtidos pelo equipamento de ensaio são apresentados na figura 6.

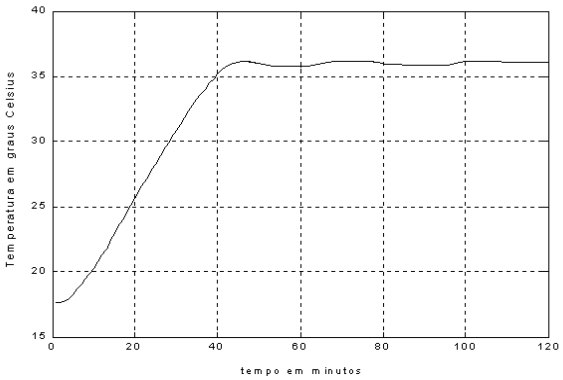


Figura 6: Temperatura lida pelo equipamento de ensaio de incubadoras no sistema desenvolvido.

Percebe-se no gráfico o aumento da temperatura até um valor máximo de 36.15^{o}C e após sua estabilização em torno de 36°C ± 0,1^{o}C. Este resultado é bem próximo ao obtido na simulação realizada com o Symulink e apresentado na figura 4. Cabe salientar que o controlador tipo ON/OFF realizado na primeira parte do trabalho possuía uma variação de ±0,7^{o}C, como mostra os dados coletados pelo equipamento de ensaio na figura 7. Portanto verifica-se que este controlador por Ciclos de Trabalho é muito mais eficiente que um controlador tipo ON/OFF.

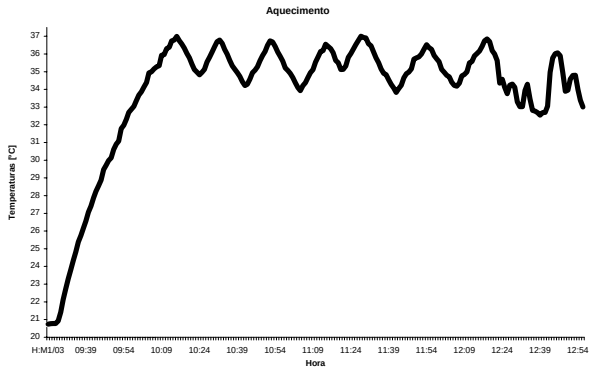


Figura 7: Temperatura lida pelo equipamento de ensaio de incubadoras, no sistema de controle tipo ON/OFF.

Os valores de umidade relativa do ar obtidos pelo equipamento de ensaio são apresentados na figura 8.

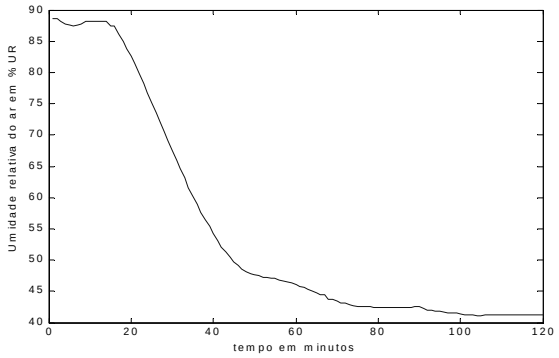


Figura 8: Umidade Relativa do ar lida pelo equipamento de ensaio de incubadoras.

Fica nítida a diminuição da umidade relativa do ar na figura 8, com o aumento da temperatura apresentado no gráfico da figura 6, reduzindo de 88%, à temperatura ambiente, para cerca de 42% a 36°C. Constata-se, ainda, que a umidade relativa do ar se encontra na faixa de conforto (40%UR a 60%UR) e destaca-se que o dia de ensaio estava chuvoso, conseqüentemente a umidade relativa do ar na temperatura ambiente estava inicialmente alta. Para dias secos, supõe-se que a umidade relativa do ar cairá ainda mais, sendo necessário o uso de um umidificador de ar.

Discussão

A Engenharia Eletrônica é uma ciência em expansão e que oferece várias possibilidades de áreas de atuação. Outras ciências estão a cada dia mais associados à engenharia eletrônica, tais como a medicina, onde se observou uma grande evolução tecnológica dos equipamentos eletrônicos destinados a aplicações nesta área. Por isso, hoje a presença de engenheiros é fundamental em hospitais [6].

O sistema desenvolvido, conforme já descrito, visa estabelecer um controle de temperatura mais efetivo do que o controle existente nas incubadoras pertencentes ao patrimônio dos estabelecimentos de saúde. Sabe-se que as incubadoras, hoje comercializadas, possuem modernos controles de temperatura e umidade relativa do ar, mas deseja-se utilizar o sistema desenvolvido para dar mais longevidade às incubadoras existentes, sem entretanto descaracterizar os circuitos originais de proteção e aquecimento.

Não foi realizado nenhum teste do sistema desenvolvido diretamente com recém-nascidos, pois ainda serão investigados os procedimentos adequados para que estes testes possam ser realizados.

Conclusão

O controlador de temperatura desenvolvido apresentou um excelente comportamento em regime permanente e transitório, mostrando-se muito mais estável que o controlador original do fabricante, tipo ON/OFF.

Observa-se a importância do monitoramento da umidade relativa do ar, sendo que a perda de calor por evaporação do recém-nascido pode alcançar até 20% da sua massa corporal nos primeiros dias de vida. Portanto esta monitoração da umidade relativa se torna uma importante ferramenta para tomadas de decisões do corpo clínico do estabelecimento de saúde.

Como trabalho futuro, poderá ser desenvolvido um projeto para controlar a umidade relativa do ar no interior de incubadoras em malha fechada e que possua sistemas de proteção.

Referências

[1] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. “Equipamento eletromédico – Parte 2: Prescrições particulares para segurança de incubadoras para recém-nascidos.” NBR IEC 60601-2-19. Rio de Janeiro 1997.

[2] FRANKLIN, Gene F; POWEL, J. David; EMAMI-NAEINI, Abbas. *Feedback Control of Systems.* California: Addison-Wesley Publishing Company, 1994.

[3] IAIONE, F. “Desenvolvimento de equipamento eletrônico para ensaio de incubadoras infantis”. Dissertação de mestrado. Universidade Federal de Santa Catarina, 1999.

[4] OGATA, Katsuhiko. **“**Engenharia de Controle Moderno.**”** Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 2000.

[5] SIMULINK VERSÃO 3.0 (R11) “Model analysis and construction functions” The Math Works, Inc. 1998.

[6] VIEIRA, J. B. M. **“**Setor de Manutenção de Equipamentos Eletromédicos: Avaliação e Implementação**”**. Curitiba, 1998. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – CEFET PR.

DETERMINAÇÃO DE NÍVEIS DE EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO ADEQUADOS MEDIANTE AVALIAÇÃO DO NÍVEL DE ESTRESSE EM *RATTUS NORVEGICUS*

A. K. R. Lopes Lino*, M. S. Alencar*, S. Nain** , J. Rocha* e P. Ribeiro*

* Universidade Federal de Campina Grande (UFCG), Departamento de Engenharia Elétrica, Instituto para Estudos Avançados em Comunicações (IECOM), Campina Grande - PB, Brasil

* * Universidade Federal de Campina Grande (UFCG) , Departamento de Educação, Campina Grande - PB, Brasil

karina@dee.ufcg.edu.br

Abstract: In this research a preliminary behavioral evaluation was accomplished with subjects of the species Rattus norvegicus, submitted, since gestation, to microwave radiation in several frequencies during one hour daily. The psychological analysis was based on laboratory tests using the elevated cross form maze with the purpose of determining the stress and anxiety levels of the animals. The experiment was conducted with irradiated rats from the Experimental Groups, and the results were compared to results obtained from the subjects of the Control Group, not exposed to radiation. Also, supervision of water and food intake as well as the weight of the animals was accomplished.

Palavras-Chaves: **Radiação de Microondas, Níveis de Exposição, Rattus novergicus, Labirinto Elevado em Forma de Cruz e Nível de Estresse.**

Introdução

A radiação de microondas, emitida por antenas de rádio, televisão, fornos de microondas, telefones sem fio, redes de computadores, além de ERBs e aparelhos celulares, é um tipo de radiação eletromagnética não-ionizante e compõe a faixa *Ultra High Frequencies* (UHF-300 a 3000 MHz) em conjunto com a faixa *Super High Frequencies* (SHF-3 a 30GHz). Os telefones celulares, em particular, vêm atraindo, desde a década passada, a atenção de cientistas, profissionais da área e usuários tendo em vista os possíveis danos decorrentes da exposição à radiação de radiofreqüência.

Possíveis efeitos da radiação emitida pelos aparelhos celulares; como dores de cabeça, tonturas, aquecimento da face exposta ao equipamento, esterilidade temporária em homens, problemas oculares (catarata) e cardiovasculares, danos ao sistema nervoso central e ao cérebro, diminuição da eficiência do sistema imunológico, aparecimento de linfomas, além de efeitos relacionados à compatibilidade eletromagnética, dentre outros, foram relatados em diversos estudos desenvolvidos utilizando simulação ou modelos animais [1-8]. Assim como a maioria dos problemas citados, questões relativas à incidência de alguns tipos de câncer, resultado não confirmado em grande parte dos estudos mais recentes, e aos riscos para crianças e adolescentes usuários do equipamento ainda são muito controversas, sendo evidenciada a ausência de um consenso sobre o tema [9,10].

A contradição nos resultados permanece também em trabalhos mais recentes que fazem uso de labirintos para detectar prováveis alterações comportamentais, tais como diminuição do nível de aprendizado, perda de memória e aumento do grau de estresse, em animais submetidos à radiação de RF. Enquanto em alguns estudos as modificações são evidentes [11] em outros, as disparidades nos efeitos não se confirmam [12,13]. Nas pesquisas desta área, labirintos das mais diversas formas são amplamente aplicados para variadas finalidades, permitindo observar o comportamento dos animais frente a ambientes amplos e situações de insegurança, por exemplo.

Tanto nas investigações destinadas a avaliar alterações psicológicas como biológicas, a causa de tantas contradições nos resultados pode estar relacionada a uma grande diversidade nos níveis de radiação utilizados. Neste sentido, a pesquisa tem por finalidade investigar os níveis máximos de exposição permitidos pelas normas de segurança para a telefonia móvel e outros sistemas de comunicação sem fio, a partir dos quais os efeitos comportamentais sejam notados. Para isso, foram realizados testes com o labirinto elevado em forma de cruz na análise do desempenho dos sujeitos.

Mediante cálculos dosimétricos, utilizando curvas da SAR em função da freqüência para um rato de tamanho médio 0,2 m e um homem de estatura mediana 1,75 m, os efeitos verificados nos animais podem ser inferidos para os possíveis resultados esperados em seres humanos [14]. Segundo as curvas, devido à SAR para seres humanos estar uma ordem de grandeza abaixo da SAR para os ratos, os efeitos obtidos para os animais em uma determinada densidade de potência só poderão ser verificados no homem para valores de densidade de potência superiores. A fim de determinar a SAR local equivalente, deve-se igualar as razões entre os comprimento de onda ($\lambda = v/f$ com $v = 3 \cdot 10^8$ m/s para o espaço livre) e as maiores dimensões l de ambos os seres envolvidos.

Materiais e Metodologia

O experimento foi realizado com 100 ratos machos, com 30 dias de idade, da espécie *Rattus norvegicus* divididos em quatro grupos de 25 animais, sendo um grupo controle (GC), em que os sujeitos estão isentos da influência da radiação, e três grupos experimentais (GEs), no qual os indivíduos são submetidos, desde a gestação, à radiação de radiofreqüência por uma hora diária. Os grupos de animais irradiados, GEI, GEII e GEIII, receberam, nesta ordem, uma densidade de potência de 0,6 , 1,2 e 1,6 mW/cm^2, correspondentes aos limites de segurança adotados para seres humanos inconscientemente expostos à radiação em 850, 1.800 e 2.450 MHz [15].

Embora não se tenha trabalhado na prática com equipamentos em 1.800 MHz, a justificativa para o uso destes valores de densidade de potência está relacionada ao emprego de radiações eletromagnéticas nas freqüências citadas em telefones celulares do sistema analógico (850 MHz) e do sistema GSM (1.800 MHz), tipo mais comum em todo mundo, assim como no padrão *Wi-Fi* (2.450 MHz), que designa os equipamentos de conexão às redes locais sem fio (WLAN). Esta última faixa de freqüência é usada ainda em fornos de microondas, aplicações médicas e experimentais ou instrumentação.

Duas fontes de radiação foram usadas durante a execução dos testes: a primeira, um conjunto transmissor analógico/antena LPD e a segunda, um gerador de microondas. O transmissor analógico é da Rádio Ericsson Telecomunicações modelo BTE 101101/11, usa padrão AMPS com modulação em freqüência, é alimentado por uma fonte DC, e controlado por *software*, já a antena, cedida pela *Telecom Italia Mobile* (TIM), é do tipo Dipolo Log-Periódica-LPD 7907/2N, opera na faixa de microondas de 790 a 960 MHz, apresenta um tamanho pequeno e fornece a densidade de potência desejada para realização do experimento. O gerador de microondas opera na faixa de 2.45 GHz e, neste caso, a antena utilizada foi do tipo corneta retangular piramidal. Esta espécie de antena, empregada na faixa de microondas acima de 1 GHz, é de fácil construção, possui um ganho elevado, baixo peso e tem como benefício adicinal o fato dos cálculos teóricos serem bem próximos dos obtidos na prática. Os conjuntos rádio analógico/antena e gerador de microondas assim como os seus respectivos digramas de irradiação medidos a uma distância de 55 e 60 cm podem ser observados nas Figuras 1, 2 e 3.

A validade de modelos animais empregados nos experimentos fundamenta-se no princípio do *continuum* evolutivo das espécies em que, apesar dos níveis de complexidade serem diferentes, as estruturas e funções dos organismos permanecem constantes. Nos casos em que os riscos das pesquisas para a vida ou saúde humana são elevados ou quando as técnicas exigem tempo, espaço e controle muito restrito sobre o sujeito em estudo, esta metodologia é essencial [16,17]. Além disso, o uso de sujeitos da espécie *Rattus norvegicus* deve-se à grande semelhança genética entre ratos e humanos como também à existência de um abrangente e consistente conjunto de dados experimentais referentes ao seu comportamento, uma vez que são freqüentemente usados em pesquisas psicológicas.



Figura 1: Radio analógico e antena transmissora.



Figura 2: Gerador de Microondas e antena corneta.

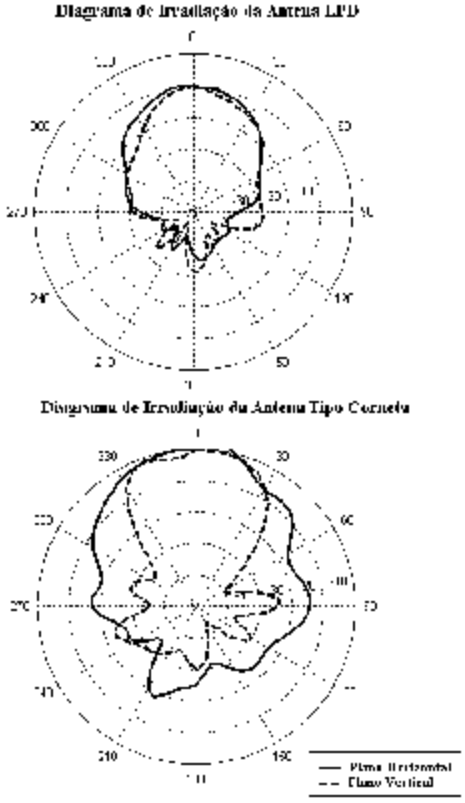


Figura 3: Diagramas de irradiação das antenas.

Para a avaliação do nível de ansiedade e estresse, todos os indivíduos, com 30 dias de idade, foram submetidos ao teste com o labirinto elevado em forma de cruz. Sua estrutura é composta por quatro braços, dois deles apresentando as laterais abertas, dotados de uma proteção de acrílico a fim de evitar possíveis quedas, e os outros dois cujas laterais são fechadas.

Os braços possuem dimensões de 50 cm × 10 cm e encontram-se a uma altura de 50 cm do solo.

O grau de estresse é medido em função da razão entre o número de entradas nos braços abertos e o número de entradas totais nos braços, tanto abertos como fechados, principal variável de interesse. Quanto maior for a razão, menor o grau de estresse do animal. A freqüência de entradas num determinado braço e o tempo de permanência nele são as grandezas registradas durante a pesquisa. A metodologia seguida por este estudo baseou-se em um trabalho análogo, já divulgado na literatura, envolvendo a análise do nível de estresse em sujeitos submetidos a diferentes tipos de dietas [18].

Os procedimentos experimentais têm início colocando o rato em uma arena de madeira, durante 5 minutos, para sua familiarização com o ambiente. Posteriormente, o animal é posicionado no centro do labirinto (zona neutra) virado na direção do braço 1, registrando-se então o número de entradas e a permanência do animal em cada braço, por um período de 5 minutos. Ao final de cada sessão executa-se a esterilização do labirinto. Visando manter uma regularidade, utilizou-se o período da tarde como horário fixo para realização do experimento. O processo de coleta de dados é realizado manualmente. Utilizando uma folha de registro e um cronômetro, anota-se o braço no qual o animal entra, juntamente com tempo de permanência neste local. Com o objetivo de minimizar as variáveis inerentes ao exercício, o labirinto é isolado de perturbações externas como biombos. O observador realiza a coleta com base em imagens registradas por uma câmera interligada a um computador e posicionada acima do labirinto. O labirinto e a estrutura de coleta de dados são mostrados na Figura 4.



Figura 4: Labirinto em cruz.

Resultados e Discussões

No intuito de obter uma interpretação correta dos resultados, conferindo aos parâmetros um grau de precisão e confiabilidade satisfatórios, aplicou-se um tratamento estatístico aos dados coletados. Ele consiste em calcular a média aritmética de todas as medidas obtidas e, posteriormente, calcular um intervalo de confiança de 95% em torno dela. A seguir, faz-se uma segunda variação dos dados, excluindo aqueles que se encontram fora do intervalo estabelecido. Desta forma, elimina-se os valores mais discrepantes e ainda é considerado um número relativamente alto e consistente de valores. Então, repete-se o cálculo da média amostral e do intervalo de confiança para os resultados restantes e, adicionalmente, estima-se o desvio padrão para os dados. No cálculo do intervalo de confiança para média, são aplicados procedimentos baseados na distribuição de *t-Student*, mais apropriada quando o número de amostras é pequeno e o desvio padrão da população é desconhecido [19].

Em paralelo ao teste do labirinto em cruz, durante o a pesquisa, executou-se o monitoramento do consumo de água e ração dos sujeitos de todos os grupos. Os resultados obtidos em ambos os casos encontram-se dispostos nas Tabelas 1 e 2 a seguir.

Tabela 1: Média do consumo de água e ração.

Grupos	GC	GE I	GE II	GE III
Água (ml)	28,44	31,69	32,02	32,57
Ração (g)	11,70	11,53	11,49	11,45

Tabela 2: Resultados do teste do labirinto em cruz.

Grupos	Média de Entradas	Razão Aberto/Total	Desvio Padrão (%)
GC	2,92	$0,11 \pm 0,24$	21,94
GEI	4,20	$0,27 \pm 0,28$	10,08
GEII	5,96	$0,17 \pm 0,26$	15,25
GEIII	6,54	$0,15 \pm 0,20$	13,23

Quanto ao monitoramento do consumo de ração, constatou-se uma certa equivalência no consumo entre os sujeitos dos GEs e GC, com uma diferença máxima de 2,18 % entre o GE III e GC. Porém, quanto ao consumo de água, observou-se um pequeno aumento no consumo de 11,42, 12,59, e 14,52 % por parte dos animais dos GE I, II, e III respectivamente com relação ao GC. Este aumento pode estar ligado a uma provável interação entre os ratos irradiados e o campo eletromagnético.

Conforme pode-se notar, na maioria das vezes, os indivíduos do GEI, II e III mostraram-se mais ativos e se movimentaram mais ao longo dos braços do labirinto que os ratos do GC, apresentando respectivamente, uma média de entrada nos braços 43,83 %, 104,11 % e 123,97 % mais elevada comparada a dos indivíduos não irradiados. Ao examinar a freqüência abertos/total, percebe-se novamente que os animais do GE obtiveram valores bem mais elevados quando comparados aos do GC, significando assim um menor nível de ansiedade e estresse por parte dos ratos submetidos à radiação. É importante ressaltar ainda que, partindo do GEI, cujos animais foram submetidos a um menor nível de radiação, passando pelo GEII e finalizando com o GEIII, grupo no qual os sujeitos receberam uma densidade de potência mais elevada, os valores da razão abertos/total foram decaindo gradativamente, evidenciando uma relação entre o aumento no nível de estresse e um maior grau de exposição à radiação.

Visto que o uso do teste utilizando a radiação de microondas como diferencial é pioneiro, é possível que um aquecimento dos sujeitos experimentais e, consequentemente, um aumento no consumo de água tenha motivado o deslocamento destes ratos em busca de líquido, até mesmo pelos braços abertos, onde eles sentem-se mais desprotegidos. Os resultados da razão abertos/total para os dois grupos podem ser melhor visualizados no gráfico da Figura 5.

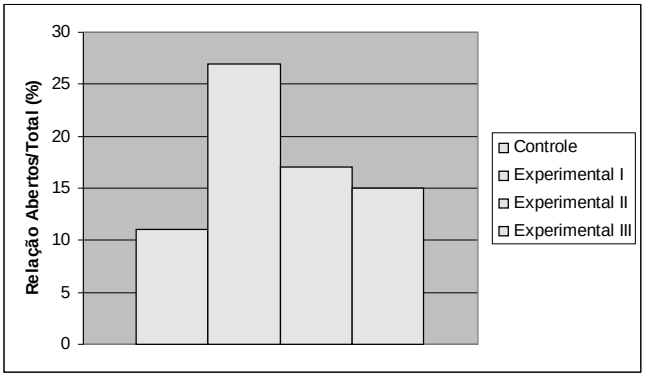


Figura 5: Razão Aberto/Total para os grupos.

Conclusões

Face a não finalização da pesquisa, não é possível fornecer resultados definitivos sobre o tema. Uma análise preliminar dos resultados obtidos indicam pequenas diferenças no comportamento dos sujeitos da espécie *Rattus norvegicus* submetidos à influência da radiação de microondas, em relação àqueles não irradiados. As modificações psicológicas foram verificadas em todos os grupos experimentais, não sendo possível identificar um grau de exposição específico a partir do qual elas tornaram-se evidentes.

Avaliando o consumo médio de ração e água, enquanto no primeiro caso praticamente não foram identificadas diferenças significativas entre os grupos, no segundo caso, foi percebida uma elevação considerável no consumo de água por parte dos sujeitos do GE em relação ao GC. Pode ser que este aumento esteja relacionado a uma pode provável interação entre campo eletromagnético e os ratos irradiados.

Quanto ao teste do labirinto em cruz, avaliando tanto a movimentação geral pela estrutura como a razão abertos/total, os ratos dos GEs mostraram-se mais ativos e demonstraram um menor grau de ansiedade e estresse compardos ao GC. Um ponto importante a ser destacado, é a questão dos os valores abertos/total diminuírem gradativamente entre os indivídous do GEI, GEII e GEIII, nesta ordem, demonstrando uma associação entre o aumento no nível de estresse e um maior grau de exposição à radiação eletromagnética.

No intuito de consolidar os resultados, pretende-se repetir os testes fazendo uso de um outro gerador de microondas na freqüência de 1,8 GHz (Sistema GSM), além de executar a medição de temperatura dos sujeitos.

Agradecimentos

Os autores desse estudo expressam seus agradecimentos ao CNPq, pelo apoio financeiro à pesquisa, ao CEFET/PB e a TIM, pelos equipamentos e aos Professores Alfredo Gomes e Joabson pelo auxílio.

Referências

[1] LOPES A. K., ALENCAR M., NAIN S., DANTAS D., CARVALHO M., ROGÉRIO A., 'Evaluation of the Level of Stress in Rats of the Species *Rattus norvegicus* Submitted to Microwave Radiation', *Microwave and Optoelectronics Conf.*, Brasil, Setembro, 2003, pp. 329-32.

[2] MONEDA A. P., IOANNIDOU M. P., CHRISSOULIDIS D. P., "Radio-Wave Exposure of the Human Head: Analytical Study Based on a Versatile Eccentric Spheres Model Including a Brain Core and a Pair of Eyeballs", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, (50): 667-75, June, 2003.

[3] ROSAS J. R., *Efeitos Biológicos da Radiação Eletromagnética Não-Ionizante Usada na Telefonia Celular (Estudo Histológico em Testículos de Ratos após Irradiação*, Dissertação de Mestrado,Faculdade de Medicina da Universidade Federal da Paraíba e Universidade Federal da Bahia,2002.

[4] LIN J. C., "Cataracts and Personal Communication Radiation", *IEEE Antennas & Propagation*, February, 2003.

[5] MONEDA A. P., IOANNIDOU M. P., CHRISSOULIDIS D. P. , "Radio-Wave Exposure of the Human Head: Analytical Study Based on a Versatile Eccentric Spheres Model Including a Brain Core and a Pair of Eyeballs", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 50(6):667-75,June, 2003.

[6] GOTTLOBER H., HENRICHS K. , "Can Mobiles Phones Affect Your Health?", *Telecom Report International*, 26-9, 1995.

[7] SVOBODA E., A Swedish Study Links Mobile Phones to Brain Damage. Internet site address: http://www.popsci.com/popsci/medicine/article/0,12543,573349,00.html acessado em 10/03/2004.

[8] LIN J. C., "Effects of Cell-Phone Radiation on Lymphoma-Prone Mice", *IEEE Antennas & Propagation*, December, 2002.

[9] J Natl Cancer Institute, Internet site adress: http:// www.medstudent.com.br, acessado em 10/10/2001.

[10] LIN J. C., "Risks to Children from Cellular Telephone Radiation", *IEEE Antennas & Propagation*, 2002.

[11] Wang B. and Lai H. , "Acute Exposure to Pulsed 2450 MHz Microwaves Affects Water-Maze Performance of Rats", *Bioelectromagnetics*, 21:52 1999.

[12] Sienkiewiez Z., Blackwell R., Haylock R., Saunders R., Cobb B., "Low-Level Exposure to Pulsed 900 MHz Microwave Radiation does not Cause Deficits in the Performance of a Spatial Memory Task in Mice.", *Bioelectromagnetics*, 21:151, 2000.

[13] LOPES A. K., *Efeitos Comportamentais Decorrentes da Radiação de Microondas na Freqüência de Operação Utilizada pelos Aparelhos Celulares*, Dep. de Eng. Elétrica da Universidade Federal de Campina Grande, COPELE, Março, 2003.

[14] DURNEY C. H., "Electromagnetic Dosimetry for Models of Humans and Animals: A Review of Theoretical and Numerical Techniques", IEEE Proceedings, 68:33-40, January, 1980.

[15] ANSI/IEEE C95.1 – Standard for Safety Levels whit Respect to Human Exposure to Eletricomagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz, *Inst . of Electrical and Eletronic Eng.* (IEEE), New York,1992.

[16] Whitfield J., "Plans of Mice and Men", *Nature Magazine*, England, December, 2002.

[17] OLIVEIRA JÚNIOR A., "Reconstruindo o Cérebro - O Uso de Células-tronco em Transplantes Neurais", *Ciência Hoje*, 31(185):28-33, 2002.

[18] PELLEGRINE D. L. F., *Comparação entre Modelos Experimentais da Desnutrição: Medidas Comportamentais, Físicas e Motoras*, Dep. de Psicologia e Educação da Universidade de São Paulo, USP Ribeirão Preto, 1992.

[19] LAPIN L. L. , "Probability and Statistics for Modern Engineering", PWS Publishers, Boston, Massachusetts, pp 249-264, 1983.

ESTUDO DA RESSONÂNCIA ELETROMAGNÉTICA DO CORPO HUMANO – UMA ABORDAGEM TLM

H.A. Domínguez* e A. Raizer**

*Universidade Regional de Blumenau/DEE, Blumenau, Santa Catarina, Brasil
** Universidade Federal de Santa Catarina/DEE, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil

e-mail: hugo@furb.br

Abstract: **The application of Transmission Line Modeling (TLM) method to problems related with the electromagnetic resonance phenomena in human whole-body models is investigated. The 3D TLM time-domain formulation is adapted to the description of first-order Debye dielectric materials, because the dispersive nature of biological tissues can be modeled in this way. The human body model consists of cubic cells that accounts for the anatomic and biometric characteristics of human beings. The model is illuminated by a plane wave that propagates from front to back of the body. The results confirm that the modified TLM approach is a valuable technique for modeling of bioelectromagnetic problems and has some advantages over traditional nondispersive time-domain methods.**

Palavras Chaves: **TLM, ressonância eletromagnética, efeitos biológicos da radiação eletromagnética, materiais dispersivos.**

Introdução

No estágio atual do conhecimento, os únicos efeitos biológicos cientificamente comprovados dos campos eletromagnéticos de radiofreqüência (RF) que podem causar riscos à saúde humana são os efeitos térmicos, resultantes do aquecimento dos tecidos pela absorção de energia de RF [1-4]. Sob certas condições e para determinadas freqüências, os níveis de absorção de energia de RF pelo corpo exposto podem ser maximizados, fenômeno conhecido como *ressonância eletromagnética*.

De maneira geral, a faixa de freqüências de ressonância abrange dos 20 a 300 MHz, aproximadamente [1]. Nesta faixa operam grande parte dos atuais sistemas de radiodifusão (ex.: rádio FM e TV VHF), cujos sinais se propagam em praticamente todos os ambientes onde os seres humanos estão presentes. Daí a importância do estudo deste fenômeno.

Neste contexto, o presente trabalho tem a finalidade de apresentar o método numérico de modelagem por linhas de transmissão (TLM) [5-7], como uma eficaz ferramenta na análise dos níveis de energia eletromagnética absorvida pelo corpo humano na condição de ressonância. O caso a ser avaliado já foi objeto de um estudo numérico (aplicando o método dos momentos - MoM) e experimental, feito por outros autores [2]. Pretende-se, então, mostrar as potencialidades e vantagens do método TLM para este tipo de estudo.

Materiais e Métodos

As pesquisas teóricas e experimentais publicadas sobre o tema apontam que, para o caso de animais e humanos expostos à incidência de campos distantes, a condição de ressonância eletromagnética se dá nas seguintes circunstâncias [1-4]:

- Incidência normal da onda no corpo;
- O vetor campo elétrico encontra-se com polarização paralela em relação ao maior comprimento do corpo;
- O comprimento do corpo é da mesma ordem de grandeza do comprimento da onda no espaço livre.

Na Figura 1 apresenta-se, de maneira esquemática, a situação de ressonância eletromagnética.

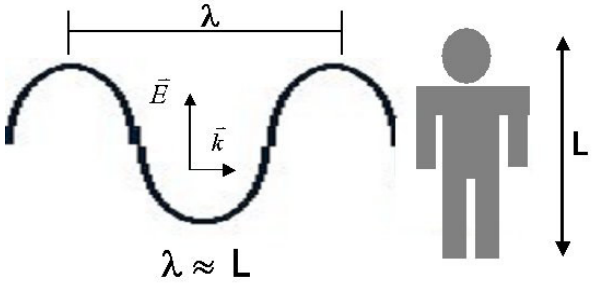


Figura 1: Condição de ressonância eletromagnética (absorção máxima) para o corpo humano na presença de campos distantes de RF.

Sendo a freqüência de ressonância inversamente proporcional ao tamanho da pessoa, quanto maior a altura, menor será a freqüência para a qual a absorção de energia é máxima. Por exemplo, para o caso de uma pessoa com 1,75 m de altura, os estudos demonstraram que a condição de ressonância é alcançada para as freqüências entre 60 e 80 MHz [1-4]. Já no caso de uma criança, a ressonância acontecerá para freqüências maiores.

O caso estudado corresponde ao modelo 3D (*phantom*) de um corpo humano de 1,75 m de altura, no qual incide na sua parte frontal uma onda plana uniforme [2], como mostra a Figura 2.

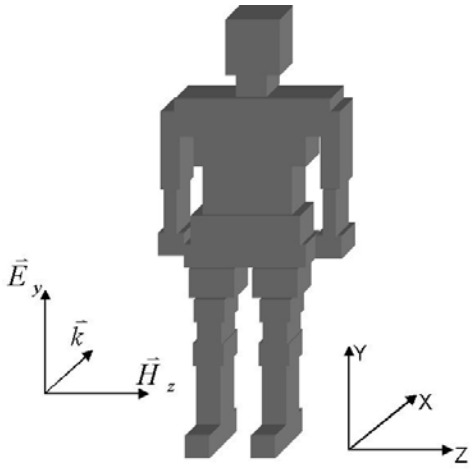


Figura 2: Modelo homogêneo de corpo humano exposto à incidência normal de uma onda plana uniforme, polarizada com o campo elétrico paralelo ao comprimento do corpo.

O corpo é preenchido por um meio homogêneo, caracterizado eletricamente pela permissividade elétrica complexa. Para considerar a dependência em freqüência da permissividade, a mesma é modelada matematicamente por uma equação linear de primeira ordem, conhecida como *equação de Debye* , que é o tipo de aproximação comumente empregado para representar a natureza dispersiva dos tecidos biológicos [2, 6-9]:

$$\hat{\varepsilon}_r(\omega) = \varepsilon_\infty + \sum_{n=1}^{N} \frac{\varepsilon_{sn} - \varepsilon_\infty}{1 + j\omega\tau_{en}} \qquad (1)$$

onde,

$\hat{\varepsilon}_r$ é a permissividade elétrica relativa complexa;

n identifica a região de dispersão ou relaxação dielétrica;

ε_∞ é a parte real da permissividade relativa complexa, para $f = f_{final}$, conhecida também como constante dielétrica no infinito;

ε_{sn} é a parte real da permissividade relativa complexa, para $f = f_{inicial}$ da região n. Conhecida também como constante dielétrica estática;

τ_{en} é a constante de tempo de relaxação elétrica da região n, em segundos.

Os coeficientes ε_∞ , ε_{sn} e τ_{en} são determinados experimentalmente, para cada tipo de tecido biológico [9]. No presente estudo, da mesma forma que em [2], para preencher o modelo foi empregado o tipo de tecido "2/3 músculo". Esta escolha é devida à permissividade elétrica média do corpo humano ser aproximadamente equivalente a 2/3 da permissividade do músculo [2,8], razão pela qual esta última tem sido utilizada com freqüência para testar os métodos de cálculo envolvidos na resolução de problemas de interação dos campos eletromagnéticos com os meios biológicos.

Assim, para a faixa de 0,02 a 20 GHz, a permissividade dielétrica relativa do "2/3 músculo" pode ser representada, com boa precisão, por uma equação de Debye com dois termos de relaxação, da forma [2,8]:

$$\hat{\varepsilon}_r = 19 + \frac{10.000}{1 + j\omega \cdot 113.000 \cdot 10^{-12}} + \frac{42}{1 + j\omega \cdot 11{,}9 \cdot 10^{-12}} \qquad (2)$$

onde,

$\varepsilon_\infty = 19$; $\varepsilon_{s1} = 10.019$; $\varepsilon_{s2} = 61$; $\tau_{e1} = 113.000 \cdot 10^{-12}$ s e $\tau_{e2} = 11{,}9 \cdot 10^{-12}$ s. Ainda, o tecido possui uma condutividade iônica ou estática de $\sigma_s = 0{,}133$ S/m [9].

Para os estudos de ressonância eletromagnética no caso descrito, foi empregada a formulação TLM-3D modificada para o tratamento de meios dispersivos, detalhada em [6,7]. O método permite a manipulação direta no domínio do tempo das equações com parâmetros dependentes da freqüência.

Foi definida uma malha contendo no total 78.400 nós cúbicos do tipo SCN (Nó Condensado Simétrico) [5-7]: 20 na direção x, 98 na direção y e 40 na direção z. Obteve-se assim uma caixa de ar, contendo no seu interior o modelo do corpo humano (conformado por 12.912 nós). O comprimento espacial dos nós foi de $\Delta\ell$ = 2 cm, o que garante uma resolução razoável atendendo às dimensões físicas do problema.

Sendo o comprimento dos nós muito grande, para evitar erros por dispersão numérica [5,7], o estudo foi feito para a faixa de freqüência que vai de 10 MHz a 200 MHz, valores para os quais é garantido que $\Delta\ell < \frac{\lambda_{meio}}{10}$.

Foram deixados 5 nós de distância (10 cm), para cada direção, entre a superfície do modelo do corpo e os contornos da malha. Para a representação dos contornos absorventes foi utilizada a técnica descrita em [5], conhecida como *matched (absorbing) boundary condition*. Segundo a mesma, os contornos externos são implementados com o uso de impedâncias de terminação, com valor igual à impedância característica do meio (no caso, o ar), conectadas nas extremidades dos nós posicionados nos limites da malha TLM.

Como excitação do sistema, foi empregado um plano de impulsos no ar, no limite frontal da malha. Este impulso tem a capacidade de gerar infinitas harmônicas, excitando todos os modos possíveis de oscilação. A componente de campo excitada foi *Ey*, no instante inicial da simulação. A amplitude máxima do campo elétrico foi 86,23 V/m, obtida a partir de uma densidade de potência para onda plana equivalente de 10 W/m^2, a mesma utilizada em [2].

Na simulação TLM, calcula-se no domínio do tempo a distribuição espacial do campo elétrico (componentes *Ex*, *Ey* e *Ez*) em toda a região do problema. Para obter os valores de campo no domínio da freqüência é feito o uso da Transformada Discreta de Fourier (DFT) [5,7]. O número de iterações no domínio do tempo deve ser grande o suficiente para evitar erros de truncamento [5,7], que ocasionam perdas da resolução espectral.

A partir dos valores de campo elétrico obtidos pela simulação TLM, calcula-se a Taxa de Absorção Específica (SAR) para cada freqüência de interesse, nos nós que conformam o modelo do corpo, segundo a expressão [1-3]:

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{2\rho} \quad \text{(W/kg)} \qquad (3)$$

onde,

$|E|$ é o módulo do valor máximo de campo elétrico no ponto de análise;

σ, é a condutividade elétrica equivalente do tecido;

ρ, é a densidade de massa específica do tecido (para o músculo, 1040 kg/m^3 [7]).

A SAR é a grandeza dosimétrica que quantifica a porção da energia eletromagnética irradiada que é absorvida em determinado volume do corpo exposto, sendo diretamente proporcional ao aumento local de temperatura nos tecidos, responsável pelos efeitos térmicos no organismo [1-4].

Resultados

A Figura 3 mostra o resultado obtido da simulação TLM para a SAR média do corpo inteiro, na faixa de freqüência especificada (10 – 200 MHz). Esses resultados correspondem ao caso do modelo descrito no item anterior e mostrado na Figura 2.

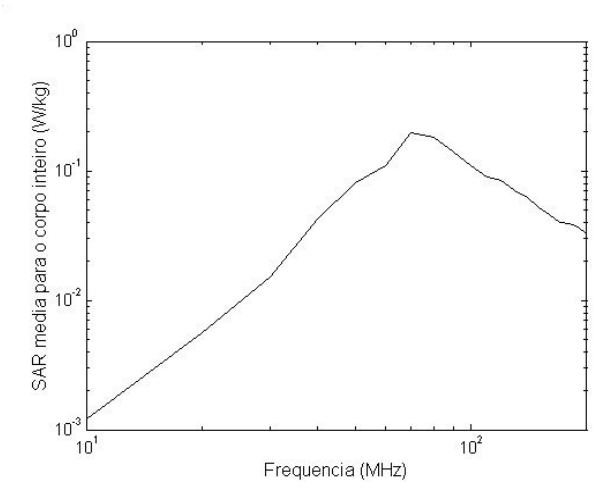


Figura 3: SAR média para o corpo inteiro em função da freqüência. Resultado numérico obtido da simulação TLM.

A título de comparação, na Figura 4 são mostrados os resultados obtidos por outros autores [2], para o mesmo problema. Os valores da curva de linha cheia foram obtidos numericamente, aplicando o método dos momentos. No caso da linha pontilhada, os resultados foram obtidos experimentalmente, onde o *phantom* do corpo foi preenchido por uma solução salina, com propriedades próximas à do músculo [2].

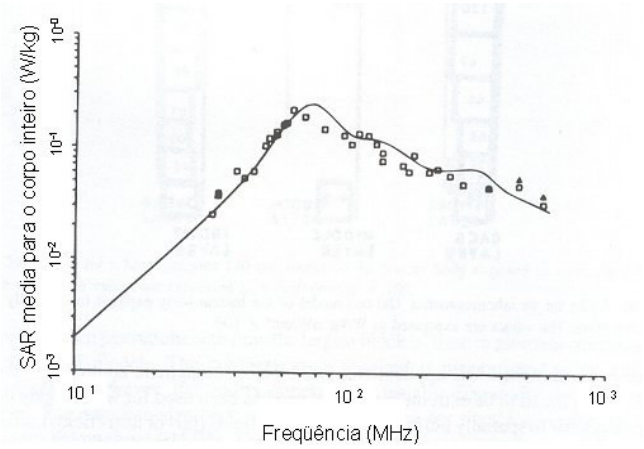


Figura 4: SAR média para o corpo inteiro em função da freqüência. Linha cheia: resultado numérico aplicando o método dos momentos [2]. Linha pontilhada: resultados experimentais [2].

Nota-se, nas Figuras 3 e 4, que a SAR média aumenta com a freqüência, até atingir o valor máximo na condição de ressonância (ver valores na Tabela 1). A partir do ponto de ressonância, a SAR decresce continuamente.

Tabela 1: Valores de SAR e freqüência de ressonância

Método	Freqüência (MHz)	SAR (W/kg)
MoM	77	0,23
Experimental	70	0,22
TLM	70	0,20

Para conferir se realmente a absorção de energia pelo corpo é maior para a freqüência de ressonância do que para outros valores, foi simulado novamente o problema considerando apenas as freqüências de 70 MHz (ressonância) e 200 MHz (maior valor analisado). As Figuras 5.a – 5.d mostram os resultados obtidos para a distribuição da SAR em alguns planos representativos do modelo da Figura 2. As escalas aplicadas foram as mesmas para todas as figuras, com o intuito de facilitar a comparação das magnitudes.

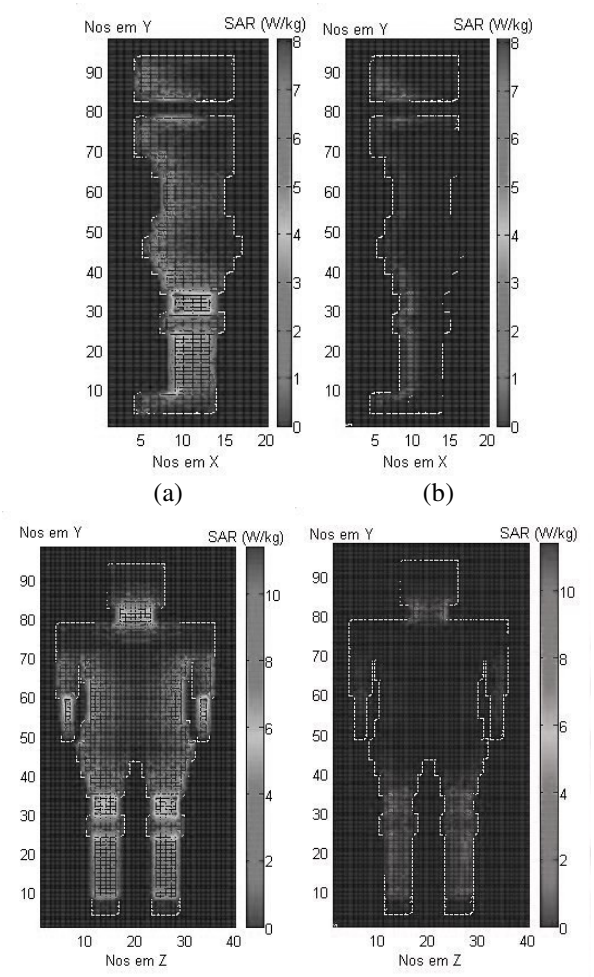


Figura 5: Resultados da simulação TLM para a distribuição da SAR em alguns planos do modelo da Figura 2. a) Plano lateral para 70 MHz; b) Plano lateral para 200 MHz; c) Plano frontal para 70 MHz; d) Plano frontal para 200 MHz.

Discussão

Os resultados obtidos das simulações para o caso de ressonância estudado foram coerentes e mostraram-se em boa concordância com os relatados na literatura consultada.

Para obter a curva mostrada na Figura 3, apenas uma execução do programa de cálculo foi necessária. O fato de ser necessário apenas uma rodada computacional para a simulação completa do problema, constitui a principal vantagem da formulação TLM que comporta o tratamento de materiais com parâmetros dependentes da freqüência (como é o caso dos meios biológicos).

A aplicação de métodos numéricos tradicionais (onde os parâmetros elétricos do meio são considerados constantes) na resolução deste tipo de problemas é muito custosa em termos computacionais, devido à necessidade de se repetir a execução do programa de cálculo para cada valor de freqüência dentro da faixa desejada.

Por outro lado, nota-se claramente na Figura 5 que a penetração do campo e a absorção de energia é maior para o caso de 70 MHz, como esperado. O ponto de maior absorção calculado (não mostrado nas figuras acima) foi na superfície do pescoço, onde a SAR atingiu o valor de 46,68 W/kg para 70 MHz e 4,78 W/kg para 200 MHz. Observa-se que a absorção de energia é elevada, além do pescoço, nas extremidades (pernas e braços), resultado que está em concordância com os apresentados na literatura consultada [1-3]. Outras regiões de alta absorção, também não mostradas nos planos escolhidos, são o tórax e a região pélvica.

Referências

[1] TIMOTHY, R. H. and PATTERSON, R., Radio – Frequency and ELF Electromagnetic Energies – A Handbook for Health Professionals, New York: Van Nostrand Reinhold – International Thomson Publishing (ITP) Inc., 1995.

[2] POLK, C. and POSTOW, E., Biological Effects of Electromagnetic Fields (2. ed.), New York: CRC Press, 1996.

[3] STUCHLY, M. A., "Mobile Communication Systems and Biological Effects on their Users", *The Radio Science Bulletin - URSI*, 275: 7 – 12, December 1995.

[4] ICNIRP - International Commission on Non-Ionising Radiation Protection, "Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz)", *Health Physics*, 4 (**74**):494-522, April 1998.

[5] CHRISTOPOULOS, C., The Transmission-Line Modeling Method- TLM, New York: IEEE Press and Oxford University Press, 1995.

[6] PAUL, J. and CHRISTOPOULOS, C., "General Material Models in TLM- Part I: Materials with Frequency – Dependent Properties", *IEEE Trans. on Antennas and Propagation*, 47 (**10**):1528-1534, October 1999.

[7] DOMÍNGUEZ, H. A., *Contribuição ao Método da Modelagem por Linhas de Transmissão (TLM) e sua Aplicação aos Estudos em Bioeletromagnetismo*, Florianópolis: Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, 2003.

[8] GHANDI, O. P., CHEN, Y. and FURSE, C. M., 'A Frequency – Dependent FDTD Method for Induced – Current Calculations for a Heterogeneous Model of the Human Body', *Proc. of IEEE MTT-S International Microwave Symposium*, vol. 3, pp. 1283 – 1286, June 1992.

[9] GABRIEL, S., LAU, R. W. and GABRIEL, C., "The dielectric properties of biological tissues: III – Parametric models for the dielectric spectrum of tissues", *Phys. Med. Biol.,* 41(**11**):2271 – 2293, November 1996.

AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS DA REGENERAÇÃO ÓSSEA ATRAVÉS DE PROCESSAMENTO DE IMAGENS

R. S. Rubin*, A. Gonzaga* e J. M. Alves*

* USP-EESC/Departamento de Engenharia Elétrica, São Carlos, Brasil

e-mail: rrubin@sel.eesc.usp.br

Abstract: The aim of this work is to analyze the evolution of osteotomies in goat's tibia by image processing. It was used the digitized radiographs of 15 animal that were sacrificed with 30, 45 and 60 days respectively. The fracture healing was done with aid of flexible fixation. This kind of fixation often develops indirect regeneration with bone callus. In this work we present some texture parameters evaluated at the fractured site. The Haralick parameters are extracted from first and second statistical order. These texture parameters can evaluate efficiently bone regeneration.

***Palavras Chaves*: Textura, visão computacional, regeneração óssea, calo ósseo.**

Introdução

A regeneração plena, definida como a restauração radiológica e histológica completa da anatomia do osso fraturado, é um longo processo. A avaliação clínica demanda critérios práticos para se identificar a continuidade óssea no foco da fratura e a existência de suficiente resistência mecânica para retorno à vida normal de um paciente. Quanto mais informação à disposição do clínico melhor será o seu julgamento e conduta no tratamento da fratura.

Os critérios convencionais de avaliação incluem existência de inchaço, dor, movimento no foco da fratura, aparência radiológica e tempo médio necessário para que uma fratura em um determinado sítio anatômico se consolide. Nenhum desses critérios fornece suficiente informação a respeito da rigidez e resistência mecânica do foco da fratura e requerem muita experiência do ortopedista. Uma correta avaliação do reparo ósseo é muito importante, pois o membro fraturado pode apresentar um retardo na consolidação óssea ou uma não consolidação óssea (pseudoartrose), o que pode requerer pronta intervenção cirúrgica.

A metodologia utilizada neste trabalho é avaliar parâmetros para a classificação do estágio da regeneração óssea utilizando técnicas de processamento de imagens. Conforme França[1] as imagens digitais fornecem informação consistente a sistemas de Visão Computacional por meio do qual é possível traduzir o mundo real em uma descrição simbólica e então interpretá-lo.

O uso de Processamento de Imagens para extração de parâmetros de uma imagem radiográfica envolve o uso de um scanner e de um computador pessoal. O paciente submete-se apenas à sessão de raio X, a qual, apesar da dose radioativa associada, pode ser considerada não-invasiva, dado seu baixo valor.

Nakatsuchi, Tsuchikane e Nomura[2] apresentaram resultados de monitoração da regeneração de fraturas ósseas utilizando a resposta impulso a uma vibração. Esta técnica baseia-se na aplicação de uma vibração em uma das extremidades do osso e na detecção da vibração ressonante na outra extremidade. Motivo pelo qual esta técnica restringe-se a ossos longos, como a tíbia. Nas medidas deve-ser levado em conta a influência exercida pelas estruturas circundantes, como os tecidos moles (pele, músculos e ligamentos) e as articulações, dificultando o modelamento do sistema “in vivo”. O posicionamento do sensor, a quantidade de tecido mole, o uso de dispositivos de fixação cirúrgica e a não uniformidade das propriedades seccionais ao longo do eixo longitudinal de um osso longo influenciam diretamente nos resultados.

O sistema de monitoração de Hente[3], utilizando ‘strain-gauges’, está associado a tratamentos onde o uso de dispositivos de fixação cirúrgica é indicado, caso contrário, seria invasivo. O sensor, acoplado ao dispositivo de fixação, depende da estabilidade do mesmo, a qual diminui com o tempo, inviabilizando a medida.

Siffert e Kaufman[4] e Doemland et al.[5] estudaram o uso de ultra-som para avaliação da regeneração óssea. As implicações do sistema de vibração também são válidas no caso do ultra-som.

Este trabalho pretende estabelecer parâmetros de textura a partir de imagens radiográficas digitalizadas. O uso de textura em aplicações médicas têm tido sucesso em diferentes ramos da medicina, como na classificação de úlceras dermatológicas e na identificação de tumores mamográficos[6][7][8].

Materiais e Métodos

Para o desenvolvimento desta abordagem, foram utilizadas radiografias de 15 carneiros adultos jovens, com massa corporal média de 30 kg, divididos em 3 grupos: (A) 5 animais sacrificados com 30 dias; (B) 5 animais sacrificados com 45 dias e (C) 5 animais

sacrificados com 60 dias. O osso escolhido para a experimentação foi a tíbia, por se tratar de um osso longo e de fácil acesso cirúrgico. As radiografias foram adquiridas com intervalos de 15 dias, sendo a primeira logo após a cirurgia.

As imagens digitalizadas possuem 8 bits ou 256 níveis na escala de cinza, com resolução de 300dpi (0.084mm/pixel). Para a determinação dos parâmetros de textura, as imagens foram pré-processadas através da equalização do histograma[9][10].

Das imagens foi extraída uma janela de 250x64 pixels do interior da região do canal medular, contendo a osteotomia. A medular foi escolhida por se tratar de osso esponjoso, cujo arranjo espacial das trabéculas está diretamente relacionado com a medida da resistência do esqueleto ao estresse mecânico[11][12].

Em seguida é realizado o 'janelamento', procedimento pelo qual a janela da medular é dividida em pequenas áreas de 10x64 pixels, suficientes para separar a região da osteotomia da medular. Cada nova pequena janela tem seu correspondente histograma de primeira ordem e matriz de co-ocorrência determinados para uma distância de 1 pixel. A partir desses são calculados, respectivamente, os parâmetros de textura de primeira e segunda ordem, sendo estes os parâmetros de Haralick[13]. Os resultados são visualizados na forma de gráficos. O processo completo é mostrado no fluxograma da Figura 1.

A abordagem estatística de primeira ordem avalia o histograma da imagem. As características de Haralick são amplamente discutidas na literatura. A extração dessas características segue a abordagem estatística de segunda ordem, onde duas imagens podem ser diferenciadas mesmo tendo histogramas de primeira ordem iguais, pois nesse caso, é levado em conta o posicionamento relativo dos pixels das imagens para a obtenção de medidas estatísticas[13].

O procedimento para determinação dos parâmetros de textura é especificado pelo conjunto de matrizes de co-ocorrência (GLCM - "gray level coocurrence matrix"), que mostram a organização espacial da ocorrência de níveis de cinza em uma imagem. Estas matrizes são dispostas em uma organização bi-dimensional (histograma bi-dimensional) de níveis de cinza, onde pares de pixels são separados por uma relação espacial fixa. Esta relação define a distância e a direção (d, θ) entre um pixel de referência em relação ao pixel vizinho[14].

A determinação da matriz de co-ocorrência obedece à métrica da equação 1.

$$d((k,l),(m,n)) = \max\{|k-m|,|l-n|\} \qquad 1$$

onde (k,l) e (m,n) são as coordenadas dos dois pixels em questão.

Todos os algoritmos descritos foram implementados em linguagem C.

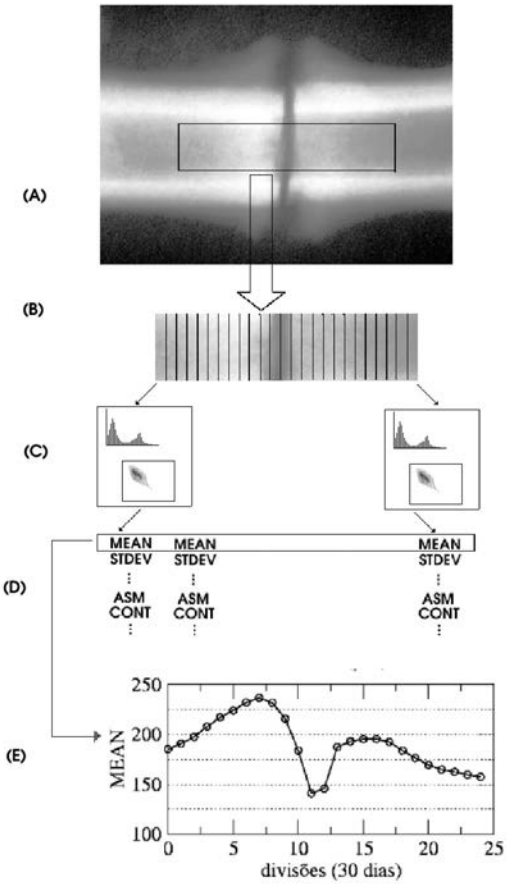


Figura 1: Fluxograma descrevendo a metodologia aplicada para determinação dos parâmetros de textura nas imagens radiográficas digitalizadas.

Resultados

A análise gráfica dos resultados identifica 2 parâmetros de textura cujo comportamento permite a discretização da regeneração. O parâmetro de primeira ordem "média" e o de segunda ordem "variância" possuem, ao longo do tempo, um padrão de deslocamento de curva semelhante. A Tabela 1 e a Tabela 2 mostram esse comportamento, respectivamente, para o parâmetro média e variância.

A Tabela 2 apresenta a relação da variação da estrutura ou densidade óssea, como função do tempo, com o parâmetro variância. O estudo mostrou que os valores de variância para a medular (osso esponjoso) situam-se entre 0.3E+9 e 1.5E+9, e a região da cortical (osso medular) cuja estrutura é organizada e de maior densidade, possui valores acima de 1.5E+9[15].

Tabela 1: Evolução do intervalo médio do parâmetro média em função do tempo.

	Medular		**Osteotomia**	
		A*		A*
Pós	173-181	-	133	-
15 dias	181-205	1.09x	151	1.13x
30 dias	208-226	1.22x	166	1.24x
45 dias	220-231	1.27x	206	1.54x
60 dias	223-240	1.30x	193	1.45x

*A=Aumento relativo ao pós-operatório.

Tabela 2: Evolução do intervalo médio do parâmetro variância em função do tempo.

	Medular		**Osteotomia**	
	(E+9)	A*	(E+9)	A*
Pós	0.8-1.16	-	0.36	-
15 dias	1.07-1.7	1.5x	0.56	1.55x
30 dias	2.0-2.8	2x	1.07	2.97x
45 dias	2.45-3.05	3x	2.03	5.64x
60 dias	2.47-3.3	3x	1.57	4.36x

*A=Aumento relativo ao pós-operatório.

Discussão

Os parâmetros de primeira ordem fazem uma descrição do histograma da imagem, isto é, descrevem a distribuição dos níveis de cinza sobre a imagem. Essa técnica não é suficiente para ser utilizada como classificador de textura, necessitando de características mais intrínsecas à cena.

A abordagem estatística de segunda ordem possui os parâmetros de maior interesse, visto que o posicionamento dos pixels é considerado para a determinação das características de textura.

A relação entre alguns dos parâmetros estudados e o calo pode ser descrita da seguinte forma: nas imagens de pós-operatório e de 15 dias, a região da osteotomia apresenta um valor diferenciado da região circundante, a medular. Nas imagens de 30, 45 e 60 dias, o calo progride de calo mole para calo duro, formando uma estrutura cuja densidade óssea aumenta gradativamente até um máximo e depois regride com a remodelação[16][17].

Conclusão

Os valores dos parâmetros, média e variância, refletem a calcificação do tecido na região do calo e conseqüentemente, a rigidez do mesmo. Podem, portanto, serem utilizados como classificadores em uma ferramenta de auxílio ao diagnóstico médico.

Os parâmetros extraídos utilizando processamento de imagens devem ainda ser correlacionados com os dados fornecidos por métodos de avaliação da resistência mecânica obtidos por torção e ultra-som para validação de um sistema de classificação da regeneração óssea.

Pesquisas para determinação da densidade óssea têm sido divulgadas, como a de Markel e Chao[18], porém, tais estudos baseiam-se em tecnologias caras como raio X duo-energético ou tomografia computadorizada. A metodologia apresentada tem como grande vantagem o fato de ser um método não-invasivo de baixo custo.

Os parâmetros cujo uso para classificação da regeneração óssea é insatisfatório, mostraram-se úteis em outras tarefas. A confiabilidade dos resultados proveniente de processamento de imagens, depende de fatores de aquisição e revelação das radiografias, que influem diretamente na qualidade da imagem. Essa qualidade pode ser inferida a partir da avaliação de certos parâmetros de textura.

Também é possível estabelecer uma medida indireta das dimensões do osso baseada nas características de textura. O uso de processamento de imagens é portanto uma ferramenta muito útil que permite diversas abordagens com diferentes possibilidades de uso.

Agradecimentos

Ao mestrando Giuliano Barbieri do Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina da USP de Ribeirão Preto pelos procedimentos radiográficos. E a CAPES pelo apoio financeiro.

Referências

[1] França, C. A., "Determinação da Posição de Objetos Tri-Dimensionais para Manipuladores de Robôs", Tese de Mestrado, Universidade de São Paulo, 1994.

[2] Nakatsuchi, Y., Tsuchikane, A. and Nomura, A., "Assesment of Fracture Healing in the Tibia Using the Impulse Response Method", *Journal of Orthopaedic Trauma*, 1(10):50-62, 1996.

[3] Hente, R., Cordey, J. and Perren, S. M., "In Vivo Measurement of Bending Stiffness in Fracture Healing", Biomedical Engineering OnLine, 2(8). Internet site adress: `http://www.biomedical-engineering-`

online.com/contents/2/1/8, acessado em 02/04/2003.

[4] Siffert, R. S.; Kaufman, J.J.,. "Acoustic Assessment of Fracture Healing – Capabilities and Limitations of "A Lost Art"", *The American Journal of Orthopaedics*, 25(9):614-618, 1996.

[5] Doemland, H. H. et al, "Assessment Fracture Healing by Spectral Analysis", *Journal of Medical Engineering & Technology*, 10(4):180-187, 1986.

[6] Medeiros, F., "Uso de Textura para o Acompanhamento da Evolução do Tratamento de Úlceras Dermatológicas", Tese de Mestrado, Universidade de São Paulo, 2001.

[7] Meersman, D. et al., "Classification of Micro Calcifications using Texture Based Features", Proc. 4th Intl. Workshop on Digital Mammography, University of Nijmegen, The Netherlands, 1998.

[8] Gupta, R.; Undrill P. E. (1996). 'The Use of Texture Analysis to Identify Suspicious Masses in Mammography', University of Aberdeen, Foresterhill, Scotland. Department of Bio-Medical Physics & BioEngineering. Internet site adress: http://www.biomed.abdn.ac.uk/Abstracts/A00337/, acessado em 01/04/2003.

[9] Gonzalez, R. C.; Woods, R. E., "Digital Image Processing", Addison-Wesley Publishing Company, 1993.

[10] Pratt, W. K., "Digital Image Processing", Wiley-Insterscience Publication, 1991.

[11] Braz, V. S. and Salles, A. D., "Avaliação Espectral da Qualidade Óssea em Vértebras Lombares Humanas", Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, 17(1):41-48, 2001.

[12] Hert, J., "A New Attempt at the Interpretation of the Functional Architecture of the Cancellous Bone", *Journal of Biomechanics*, 27(2):239-242, 1994.

[13] Haralick, R. M.; Shanmugan, K. and Dinstein, I, "Texture Features for Image Classification", *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 3(6):610-621, 1973.

[14] Haralick, R. M. and Shanmugan, K., "Computer Classification of Reservoir Sandstones", *IEEE Transactions on Geoscience Electronics*, 1(1):171-177, 1973.

[15] Rubin, R. S., Gonzaga, A., Alves, J. M., Barbieri, G. and Barbieri, C.H., 'Avaliação de Fraturas Ósseas através da Análise de Texturas em Imagens Radiográficas', Proc. In II Workshop Regional de Engenharia Biomédica & I Simpósio Regional de Instrumentação e Imagens Médicas, São Pedro, Brasil, 2003.

[16] Ostrum, R. F. et al., "Bone Injury, Regeneration and Repair", In: Simon S. R. *Orthopaedic Basic Science* cap.7. American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1994.

[17] Rüedi, T. P.; Murphy, W. M., "Princípios AO do Tratamento de Fraturas", AO Publication, 2002.

[18] Markel, M. D.; Chao, E. Y, "Noninvasive monitoring techniques for quantitative description of callus mineral content and mechanical properties", *Clin Orthop*. (293):37-45, 1993.

REDUÇÃO DE *SPECKLE* EM IMAGENS MÉDICAS POR ULTRA-SOM UTILIZANDO O MÉTODO DE DIVERSIDADE DE FASE

R. G. Dantas[1]*, E. T. Costa[2]*

* UNICAMP – FEEC/DEB e CEB, Campinas, Brasil

[1]grossi@ceb.unicamp.br, [2]educosta@ceb.unicamp.br

Abstract: Ultrasound B-mode image is characterized by a deterministic artifact known as speckle. It comes from destructive coherent interference effects between overlapping echoes. Speckle introduces fine-false worm-like gashes that pervade the image, corrupting real structures and substantially compromising medical diagnosis. We introduce a novel method called Phase Diversity, or Split Phase Processing (SPP), which uses broad-band directive filters designed for speckle reduction. The developed method has been applied to simulated and real ultrasound images. The results have been evaluated qualitatively, through visual inspection, as well as in quantitative ways.

***Palavras Chaves*: ultra-som, *speckle*, redução de ruído, processamento de imagem.**

Introdução

A ultra-sonografia de modo-B é umas das modalidades de imagens médicas mais difundidas, fornecendo informações anatômicas bidimensionais correspondentes a cortes tomográficos do tecido em questão. Entretanto, as imagens de modo-B caracterizam-se pela presença de um artefato denominado *speckle*, criando um padrão granuloso na imagem, falseando as estruturas nela contidas e ocasionando grande subjetividade ao diagnóstico médico. O *speckle* dá-se em função de interferências coerentes destrutivas entre, pelo menos, duas reflexões acústicas que se sobrepõem, sendo um fenômeno determinístico comum a sistemas que utilizam fontes coerentes, como ultra-som, laser e radar [1].

Vários métodos de redução de *speckle* em imagens ultra-sônicas de modo-B já foram desenvolvidos ao longo dos anos, mas cada um com alguma limitação específica, como perda de resolução da imagem final ou necessidade de várias imagens de entrada, uma severa limitação em algumas situações da prática médica. Introduzimos um novo um método que denominamos diversidade de fase ou "split phase processing" (SPP), em função da semelhança que este guarda com o tradicional método de redução de *speckle* denominado diversidade de freqüência ou "split spectrum processing" (SSP). Apesar da semelhança, o método que introduzimos (SPP) é capaz de reduzir o grau de corrupção de *speckle* de uma imagem sem proporcionar perda perceptível de resolução, diferentemente do que ocorre com o tradicional método SSP [2].

Desta forma, buscou-se contribuir para um menor grau de subjetividade no diagnóstico médico por ultra-som. O método de diversidade de fase desenvolvido foi aplicado a imagens simuladas, bem como a imagens obtidas de equipamentos ultra-sônicos comerciais em situações clínicas reais. Os resultados foram avaliados quantitativamente, através de análise estatística da melhoria do contraste e da relação sinal/ruído, além da capacidade de detecção de estruturas nas imagens.

Material e Métodos

A onda ultra-sônica é um sinal coerente, no sentido que as frentes de onda ocorrem em fase, apresentando componentes de freqüência distribuídos em torno de um valor central, na região do campo distante do transdutor. O ultra-som é ainda passível de efeitos como reflexão, difração, reverberação, atenuação, dentre outros. Uma abordagem bastante útil para análise matemática do ultra-som, mas não menos fiel à realidade, baseia-se na teoria de sistemas lineares, que corresponde a analisar os sistemas ultra-sônicos nos domínios do tempo (ou espaço) e freqüência (ou espaço-k), modelando suas respostas impulsivas e funções de espalhamento. Este modelo baseia-se na aproximação de Fraunhofer, considerando que a distribuição espaço-temporal da pressão do feixe ultra-sônico pode ser estimada pela transformada bidimensional de Fourier do pulso, desde que no campo distante (zona de Fraunhofer) de um transdutor não-focalizado ou na zona focal de um focalizado [3]. Apesar do pulso ultra-sônico corresponder a um volume tridimensional, pode-se restringir sua análise ao plano *xy* dado por sua direção axial (eixo *x*) e direção de varredura do feixe durante a aquisição da imagem (eixo *y*).

Em [4] apresentamos resultados preliminares obtidos com o método de diversidade de fase. Sua estratégia consiste em filtrar a imagem de RF em diferentes direções, utilizando N filtros gaussianos de banda larga, denominados diretivos. A figura 1 ilustra o diagrama de blocos deste método: a imagem de RF é filtrada por um banco de *N* filtros diretivos em diferentes direções, distribuídos uniformemente ao longo de 180º. As etapas seguintes são responsáveis pela detecção de envoltória e atribuição de pesos (ou normalização) dos resultados individuais de cada filtro. A composição de todas estas sub-imagens, dada pela média entre elas, é representada

por *s(x,y)*, correspondendo ao envelope restaurado (com *speckle* reduzido) da imagem de RF inicial *g(x,y)*.

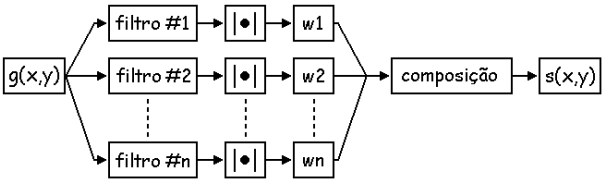


Figura 1 – Diagrama de blocos do método de diversidade de fase.

A equação 1 fornece a expressão geral para qualquer um dos *N* filtros gaussianos em um dado ângulo de direção.

$$F_n(u,v) = \exp\left\{-\left[\frac{(u-k_0\cos a_n)^2}{2s_{ax}^2}+\frac{(v-k_0\,\mathrm{sen}\,a_n)^2}{2s_{lat}^2}\right]\right\} \quad (1)$$

onde: u e v são as coordenadas no domínio da freqüência angular: $\mathbf{k} = \vec{k}_x + \vec{k}_y$, normalizadas em relação à freqüência de amostragem;
k_0 é a freqüência central do filtro em radianos;
a_n é o ângulo de rotação do n-ésimo filtro;
s^2_{ax} e s^2_{lat} são as variâncias nas direções axial (u) e lateral (v), respectivamente.

A figura 2.a ilustra um filtro diretivo, de um total de sete, que, no presente exemplo, está direcionado a 51º em relação à direção axial, situado na direção horizontal (direção de propagação do pulso). Como o espectro de freqüências de um sinal finito tem periodicidade igual a 2p e é espelhado em relação à origem, os filtros são também simétricos em relação à origem, sendo usualmente representados no intervalo de –p a +p. A figura 2.b ilustra a sobreposição de todos os sete filtros do dado exemplo, sendo que o filtro ilustrado na figura 2.a teve seu brilho realçado em relação aos demais para facilitar a visualização.

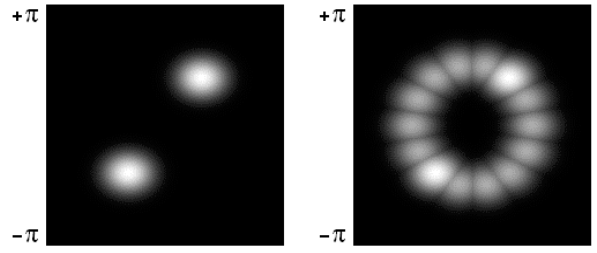


Figura 2 – Exemplo de filtro diretivo: a) um filtro a 51º; b) sete filtros sobrepostos, destacando-se o filtros ilustrado em "a".

Na equação 1, as variâncias nas direções axial e lateral são calculadas de forma que o espectro do filtro tenha suas larguras de banda maiores que as da imagem a ser processada. Filtros com larguras de banda inferiores fariam com que houvesse perda de resolução na direção em questão. Desta forma, o filtro ilustrado na figura 2.a, por exemplo, deve ser capaz de englobar todas os componentes de freqüência da imagem de RF original (ou pelo menos os componentes mais relevantes) em sua direção preferencial. Os demais filtros são sintetizados em diferentes ângulos, distribuídos uniformemente ao longo de 180º, visando cobrir toda região espectral de interesse.

No tocante à avaliação quantitativa do nível de redução de *speckle*, dois parâmetros bastante difundidos na literatura são as relações sinal-ruído (SNR) e contraste-ruído (CNR). A SNR é dada pela razão entre a média e o desvio padrão de um sinal ou imagem. Entretanto, em aplicações médicas, um dos principais interesses reside na identificação de estruturas em um tecido, dado principalmente pela diferença de brilho entre as mesmas. Sendo assim, foi adotada a SNR composta, que leva em consideração informações de duas regiões distintas A e B. As equações utilizadas para cálculo da SNR_{AB} e CNR_{AB} foram as seguintes [5]:

$$SNR_{AB} = \frac{m_A + m_B}{2\sqrt{s_A^2 + s_B^2}} \quad (2)$$

$$CNR_{AB} = \frac{|m_A - m_B|}{\sqrt{s_A^2 + s_B^2}} \quad (3)$$

onde m_A e m_B são as médias e s_A e s_B os desvios-padrão de duas regiões A e B, respectivamente.

Apesar da SNR e CNR serem parâmetros bem aceitos, estas não levam em consideração efeitos colaterais como, por exemplo, perda de resolução. Sendo assim, introduzimos um novo parâmetro, denominado interferência. A figura 3.a ilustra uma imagem simulada de ultra-som corrompida por *speckle*, com duas regiões distintas e de mesmo tamanho, A e B. A figura 3.b ilustra os histogramas de ambas as regiões, indicando um alto grau de sobreposição entre os mesmos.

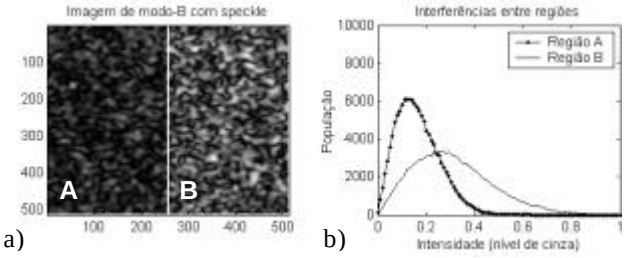


Figura 3 – a) Imagem de modo-B com duas regiões distintas; b) histogramas de ambas regiões.

Apesar da região B ser mais clara que A, em função da presença de *speckle*, seu histograma torna-se alargado na direção de brilho mais baixo. O parâmetro que introduzimos, denominado interferência, corresponde à área de sobreposição entre os dois histogramas, normalizado pela área total da imagem. Desta forma, uma imagem com baixo nível de corrupção por *speckle* apresentaria menor interferência que uma mais corrompida.

Resultados

O método de redução de *speckle* desenvolvido, denominado diversidade de fase, ou SPP, foi aplicado a imagens sintéticas, bem como a uma imagem real. As

imagens simuladas foram obtidas pela convolução de dois pulsos ultra-sônicos sobre um phantom computacional. O primeiro (figura 4.a) era um pulso gaussiano simulado de freqüência central de 2,25 MHz, simétrico e com taxa de amostragem igual a 24 MHz. O segundo pulso (figura 4.b) foi gerado por um transdutor circular de marca Funbec de 2,25 MHZ, não focalizado e adquirido a 50 mm de sua face. A aquisição deu-se no tanque de ensaios acústicos do LUS-CEB/UNICAMP, tendo sido utilizado um hidrofone pontual de PVDF de 0,30 mm de diâmetro. A taxa de amostragem foi igual a 24 MHz, com resolução lateral de 0,10 mm. As larguras de banda axiais de ambos os pulsos foram de 56 % (medidas a -6 dB do pico de amplitude espectral), e as larguras de banda laterais foram 56 % e 77 %, respectivamente.

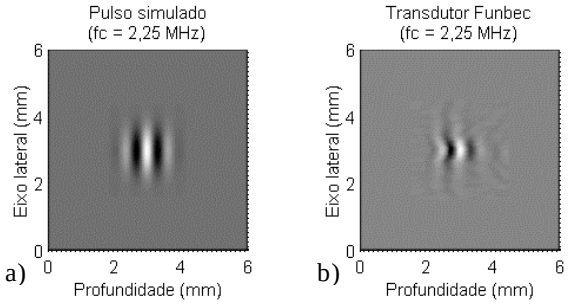


Figura 4 – Pulsos ultra-sônicos utilizados na simulação: a) pulso sintético de 2,25 MHz; b) pulso real, adquirido de transdutor Funbec, de 2,25 MHz.

O phantom computacional, ilustrado na figura 5 e com dimensões iguais a 512 x 512 pontos, é composto por espalhadores pontuais distribuídos aleatoriamente. A fase variava aleatoriamente entre 0 e 2p, enquanto a magnitude entre 0 e 1 na região escura, correspondente ao fundo, e 0 e 3 na região clara, correspondendo à uma estrutura geométrica qualquer. Foi adotada a velocidade do som na água como sendo c = 1500 m/s.

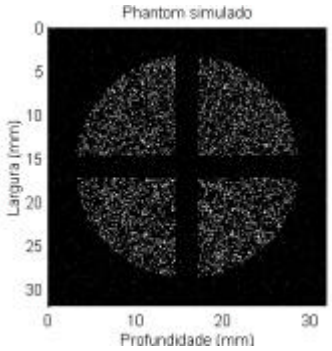


Figura 5 – Phantom computacional utilizado (magnitude apenas, a fase dos espalhadores não é visualizada).

Após a convolução dos pulsos ilustrados na figura 4.a e 4.b com o phantom da figura 5, foram obtidas as imagens de modo-B ilustradas nas figuras 6.a e 6.b, respectivamente. Foi aplicado o método de diversidade de fase sobre as imagens de RF que deram origem às imagens de modo-B ilustradas na figura 6. Os resultados encontram-se ilustrados na figura 7, sendo que a figura 7.a corresponde à figura 6.a após restauração e a figura 7.b, à figura 6.b, também após aplicação do método de diversidade de fase. Em ambos os casos foram utilizados 9 filtros gaussianos, com as larguras de banda e freqüências centrais definidas a partir dos pulsos utilizados.

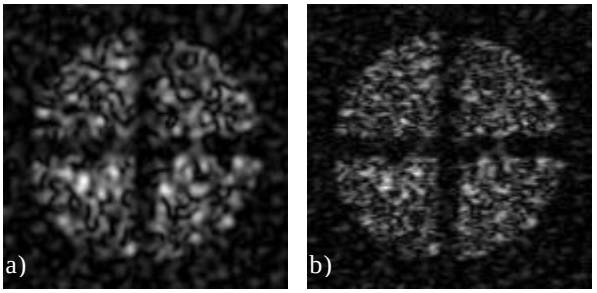


Figura 6 – Imagens de modo-B antes do processamento obtidas a partir de: a) pulso simulado; b) pulso real.

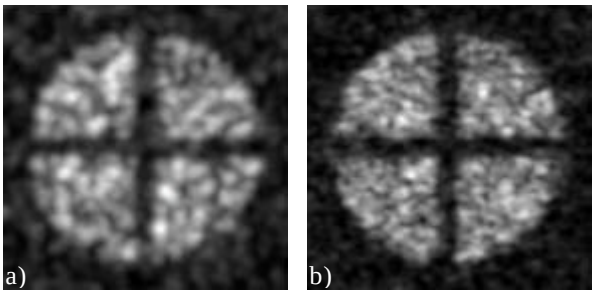


Figura 7 – Imagens de modo-B após redução de *speckle* obtidas a partir de: a) pulso simulado; b) pulso real.

A seguir, o método foi aplicado a uma imagem cardíaca adquirida na Philips Ultrasound (Bothel/EUA), com transdutor modelo P4-2. Este é um transdutor de varredura eletrônica de imagens setoriais. A imagem de RF foi adquirida com taxa de amostragem de 24 MHz, e a freqüência central calculada foi igual a 1,8 MHz. Sua imagem de modo-B encontra-se ilustrada na figura 8, no formato retangular e após compressão logarítmica. O transdutor foi posicionado na posição correspondente ao topo da imagem, com o pulso propagando-se na direção vertical. As duas áreas marcadas, A e B, foram usadas para análise quantitativa dos resultados. As dimensões originais da imagem eram 128 linhas de RF (dimensão horizontal) com 4417 amostras por linha (dimensão vertical), sendo posteriormente redimensionada para 640 colunas e 480 linhas.

A aplicação do método de diversidade de fase utilizou 9 filtros, dimensionados de acordo com a freqüência central e larguras de banda axial e lateral da imagem de RF original. A seguir, foram feitas transformações geométricas de coordenadas retangulares para o formato setorial das imagens antes e depois da restauração, obtendo-se as imagens ilustradas nas figuras 9 e 10, respectivamente. Estas são, portanto, as imagens de modo-B antes e depois da redução de *speckle* e que estariam disponíveis ao operador na tela do equipamento.

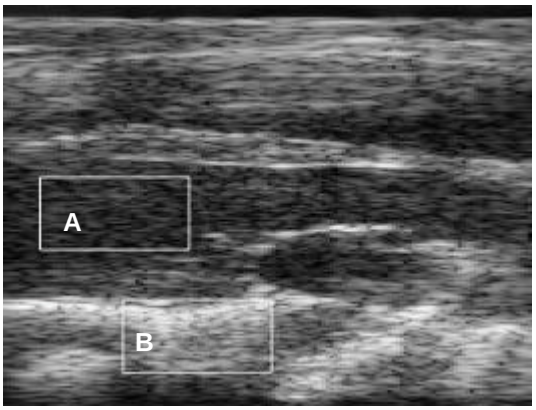


Figura 8 – Imagem de modo-B original no formato retangular.

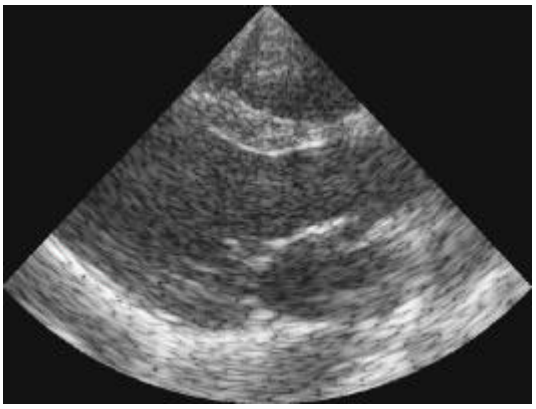


Figura 9 – Imagem de modo-B original no formato setorial.

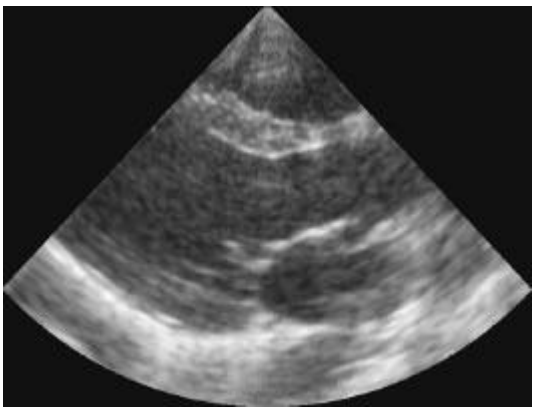


Figura 10 – Imagem de modo-B após redução de *speckle* e no formato setorial.

Após análise das regiões A e B (marcadas da figura 8) das imagens antes e depois do processamento, foram obtidos os valores expressos na tabela 1. Vale lembrar que a análise foi feita a partir das imagens em seu formato original (4417 colunas e 128 linhas) e após a compressão logarítmica. A transformação geométrica para o formato setorial (fig. 10) tende a preservar as dimensões originais do tecido sob investigação, dado que esta foi a forma de varredura do transdutor.

Tabela 1 – Análise quantitativa de redução de *speckle*.

	SNR_{AB}	CNR_{AB}	Interferência (%)
Original	2,08	2,09	4,00
SPP	2,27	2,53	0,85
Ganho	1,09	1,21	4,70

Discussão e Conclusão

A principal característica inovadora do método de diversidade de fase (SPP) é a utilização de filtros diretivos para descorrelacionar o padrão de *speckle* nas sub-imagens a serem compostas na imagem final. Utilizamos filtros gaussianos de banda espectral maior que da imagem de RF original, de forma que não houvesse perda de resolução, como ocorre no método de diversidade de freqüência (SSP). Entretanto, novos filtros podem ser adotados visando a adequação a situações específicas, como imagens harmônicas ou com agentes de contraste, por exemplo, desde que não seja ignorada a característica diretiva dos mesmos. Além disso, apenas uma imagem de entrada é requerida, fazendo com que o método de diversidade de fase possa ser utilizado em um estágios de pré-processamento de métodos convencionais como composição espacial ou filtragem adaptativa, contribuindo ainda mais para a eficácia destes.

Pelos resultados obtidos, o método de diversidade de fase ("split phase processing" - SPP) mostrou-se viável no que concerne à redução de *speckle*, tanto pelo nível de redução obtida quanto pela preservação da resolução.

Agradecimentos

À CAPES e à FAPESP pelo apoio financeiro.

Referências

[1] Burckhardt C.B., "Speckle in ultrasound B-mode scans", IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, 25(1): 1-6, 1978.

[2] Dantas R.G., Leeman S., Costa E.T., Healey A.J., "Speckle reduction techniques in B-mode ultrasound images", IEE Seminar on Medical Applications of Signal Processing, 110:10/1-10/6, 2002.

[3] Anderson M.E., Trahey, G.E., "A seminar on *k*-space applied to medical ultrasound", Department of Biomedical Engineering, Duke University, April, 2000.

[4] Dantas R.G., Costa E.T., Leeman S, "Redução de interferências destrutivas em imagens ultra-sônicas utilizando novas variações do método de diversidade de freqüências: resultados preliminares", Anais do CBEB, 2002.

[5] Chen Y., Yin R., Flynn P., Broschat S., "Aggressive region growing for speckle reduction in ultrasound images", Pattern Recognition Letters, 24: 677-691, 2003.

MICRODROP: DISPENSADOR AUTOMÁTICO DE MUESTRAS Y REACTIVOS

J. L. Arce*, E. Llanes*, Lic. Nadiezhda Sánchez González*,Ing. Alexis Codina García*
Ing. Hector Echeverría*, Ing Dennys González*,Tec. Mario Luis Fuentes*.

*Centro de Inmunoensayo/Agrupación de Instrumentación, C. de la Habana, Cuba

e-mail: indispensador@cie.sld.cu

Abstract: The dispenser MICRODROP is a laboratory work station for bioanalytical laboratories. The workstation combines into a single programmable system the capability of performing automatic transfer of liquid samples between a plurality of receptacles.The work station is adapted to transfer, dispense, and aspirate liquid from one location to another automatically in accordance with user programmed instructions. During each cycle of one procedure, a fresh set of tips are picked up by the pipettes and used to transfer liquid in sterile manner from a sample source to a row of wells. Thereafter, the tips are discharged into a bag to maintain sterile conditions.

***Palabras claves*: Dispenser, Immunoasays,**

Introducción

La técnica UMELISA (Ultra Micro ELISA) conjuga la técnica del método enzimático para amplificar la reacción con la sensibilidad inherente a la lectura con sustrato fluorescente. La feliz unión de estos factores es lo que posibilita el ahorro de reactivos en las técnicas UMELISA, en donde el volumen final de la reacción es sólo de diez microlitros.

Simultáneamente con la técnica UMELISA se han desarrollado instrumentos para transferencia de los reactivos, la lectura y la obtención de los resultados. Este conjunto fue bautizado con el nombre de SUMA (Sistema Utra Micro Analítico). En la actualidad el mercado internacional de equipos y reactivos para las técnicas de inmunoensayo es de dominio casi exclusivo de unos pocos países desarrollados, y los productos que en el se ofertan son de alta tecnología, desde sencillos lectores para muestras individuales hasta sistemas completamente automatizados de elevada complejidad y costo, que se debaten en aguda competencia.

Ante la necesidad de modernizar la tecnología SUMA y de lograr al mismo tiempo reducir costos, así como realizar una mayor cantidad de tareas de las que se realizan durante el ensayo de forma automática, un equipo multidisciplinario del Centro de Inmunoensayo se planteó el proyecto de diseñar y construir una nueva generación de pipetas automáticas.

En el diseño del control de las operaciones que debía realizar el equipo se enfrentó la dificultad de garantizar el dispensado de volúmenes muy pequeños con los parámetros de exactitud, precisión y estabilidad requeridos. En este caso debido a las restricciones de costo no era posible introducir variantes sofisticadas que elevaran los gastos. Para satisfacer los requerimientos del diseño fue necesario enfrentar la tarea de optimizar los elementos que estaban disponibles para ser utilizados o que por su costo permitían ser adquiridos en un tiempo breve.

Materiales y Métodos.

Un proceso de desarrollo documentado, es una de las vías más seguras para cumplir los objetivos que desamos alcanzar. Aunque la descripción del proceso de desarrollo no es compleja, el cumplimiento estricto de este proceso si tiene algún grado de dificultad y nunca se debe asumir que será fácil. Este proceso debe ser organizado y documentado para poder conocer en cada momento de donde venimos y hacia donde vamos.

Este trabajo se ha dividido en 5 etapas de forma tal que por un lado facilite la organización y por otro lado se acerque a lo que en la práctica se viene realizando en el desarrollo de los equipos de laboratorio.

Fases del Proceso

1.- Fase de concepto.
2.- Fase de factibilidad
3.- Fase de prototipos
4.- Fase de pre-producción
5.- Fase de producción y comercialización.

Fase de concepto: Cada desarrollo de un nuevo producto, comienza con un concepto, una idea de un nuevo producto, o de mejoras a un producto existente. La idea puede surgir a cualquier instancia , direcciones de las Agrupaciones, Marketing, clientes y cualquier trabajador en general. La idea se hará llegar al Consejo Científico del Centro, que hará un análisis y aprobación de la misma.

Fase de factibilidad o de Maquetas: Fundamentalmente es una etapa para la realización de pruebas y experimentos que permitan valorar en la práctica las diferentes variantes de solución a los requerimientos del diseño.

Fase de Prototipo: Es probablemente la fase más compleja ya que enlaza las fases de desarrollo y las de producción. Las soluciones deben ser en su mayoría las definitivas ya que un cambio posterior se hace más difícil de realizar. Se tienen en cuenta también posibles modificaciones del diseño que faciliten el proceso de producción.

Fase de Pre-producción o Serie cero: Es la etapa previa a la producción en serie. En esta etapa se comprueba toda la documentación de producción de forma práctica con la realización de un número pequeño de unidades. Ademas los equipos fabricados se someten a diferentes comprobaciones donde se incluye el trabajo en los laboratorios bajo condiciones controladas y en condiciones no controladas o típicas de explotación.

Las fases de producción y comercialización son etapas que se definen por su propio nombre y son en definitia el resultado final del trabajo realizado en las etapas anteriormente descritas.

Cada etapa tiene requerimientos iniciales y resultados finales. Los resultados de una etapa pasan a ser también requerimientos para la etapa siguiente. Esta metodología a sido aplicada satisfactoriamente en el diseño y fabricación de varios modelos de equipos. Este trabajo expone alguno de los resultados obtenidos en el caso del dispensador automático MicroDrop.

Resultados

La concepción general del diseño del dispensador quedó definida de la siguiente forma: El dispensador deberá ser un equipo semiautomático con sistema de conos y pistones para cargar y dispensar líquido desde una cubeta hacia placas de dilución y/o reacción.

Las funciones que el dispensador debe realizar son:

- Dispensado de la solución de dilución en placas de microelisa.
- Transferencia de muestras a la placa de reacción.
- Dispensado de la solución correspondiente en cada paso de la reacción.
- Cambio de puntas de forma automática.
- Comunicación con el usuario por display y teclado.

El dispensador posee una base fija que sirve de soporte a las placas de dilución y/o reacción, el recipiente para reactivos, un rack para colocar noventa y seis puntas de 200µL y los aditamentos para desechar las puntas una vez que son utilizadas (figura 1).

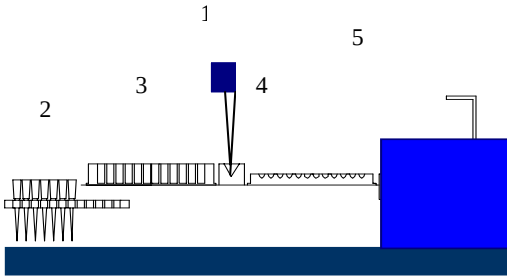


Figura 1: Esquema simplificado del dispensador (vista frontal). Cabezal móvil (1), Rack para puntas(2),Placa de dilución(3), Placa de reacción (4) y Dispositivo para puntas desechadas (5).

Algunos de los requerimientos comprobados en la fase de factibilidad fueron los siguientes:

- Volumen de trabajo: (10 - 150) µL.
- Gradilla desmontable para 96 puntas de 200 µL
- Soportes para 2 placas estándar de 96 posiciones microELISA o ultramicroELISA.
- Parámetros programables:
  - Volumen de trabajo: (10 - 150) µL de modo continuo.
  - Nº de tiras a procesar en cada placa: (1 – 12).
  - Cambio de puntas.
  - Primera tira de la placa a procesar.
- Tiempo de dispensado de una placa sin cambios de puntas:
  - para 10 µL < 1.5 min .
- Tiempo de transferencia de una placa de muestras con cambios de puntas:
  - para 10 µL < 2,5 min .
- Precisión:
  - para 10 µL . CV < 3%
  - para 100 µL . CV < 2%
- Exactitud:
  - para 10 µL . < 4%
  - para 100 µL . < 1.5%
- Requerimientos de alimentación: 110/ 230 Vc.a. ± 10 % (50 - 60) Hz .

Los prototipos fabricados tienen la estructura que se representada en la figura 2.

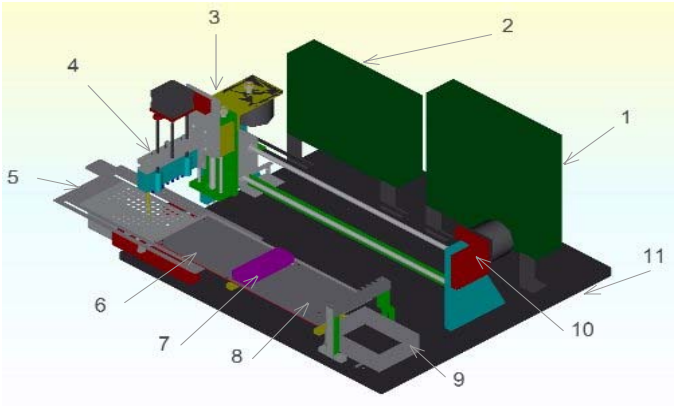


Figura 2: Tarjeta de Control (1), Fuente de Alimentación(2), Carro de desplazamiento horizontal y mecanismo de elevación (3), Mecanismo de Dispensado con conos para colocación de las puntas (4), Soporte y Gradilla para puntas(5), Posición para la placa de dilución(6), Soporte para cubeta de reactivos(7), Posición para la placa de reacción(8), Gaveta para puntas desechadas(9), Motor del mecanismo de desplazamiento horizontal(10) y Placa base(11).

Tabla 1: Resultados obtenidos en los prototipos fabricados y evaluados por el método Gravimétrico [1]. Los resultados de la última fila (*) se lograron realizando el dispensado con cambio automático de las puntas.

Volumen Esperado (µL)	Valor medio (µL)	Exactitud (% error)	Repetibilidad Coeficiente de variación (%)
10	10.01	0.14	0.6
150	149.7	0.22	0.37
10(*)	9.9	1	0.28

A continuación se muestran ejemplos de los resultado de las pruebas de laboratorio en condiciones controladas y no controladas realizadas a los equipos de la serie cero.

Evaluación del nivel de corte del ensayo: Para realizar este estudio se analizaron por el UMELISA HBsAg PLUS, 450 muestras de suero de donantes de sangre, las muestras fueron evaluadas por el procedimiento manual y empleando el Dispensador MICRODROP. Se realizó la distribución de frecuencias para cada uno de los procedimientos.

Se normalizaron la fluorescencia de las 446 muestras de suero de donantes de sangre estudiados con respecto al control positivo del ensayo, restando en cada caso el valor del control negativo para homogeneizar los resultados y se comprobó que en ambos procedimientos la población tuvo una distribución normal (Figura 3).

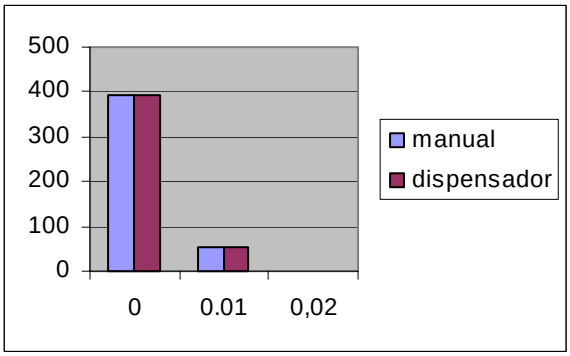


Figura 3. Distribución de frecuencias de las muestras de suero de donantes de sangre empleando el método manual y el Dispensador MICRODROP.

Se observó que del total de muestras resultaron ser negativas el 99,11% por los dos métodos, las cuales se encuentran por debajo del valor del nivel de corte (0,03) y 4 resultaron reactivas.

A continuación los resultados del estudio comparativo de los resultados obtenidos con el UMTEST PKU en la prueba de terreno efectuada en la provincia de Matanzas.

Se calcularon las variaciones obtenidas en cada uno de los montajes del ensayo. Para ello se tuvo en cuenta los valores de fluorescencia de cada uno de los puntos de la curva de calibración y el valor de concentración obtenido para el control del ensayo. Los resultados obtenidos se ofrecen en la tabla 2.

Tabla 2: Resultados obtenidos con el UMTEST PKU en cuanto a coeficiente de variación (CV).

Concentración (µmol/L)	Manual CV (%)	Dispensador CV (%)
0	11.7	16.7
180	7.9	4.8
360	7.6	5.5
720	7.1	7.7
1440	5.2	5.8
2880	1.8	5.7
Total	6.9	7.7

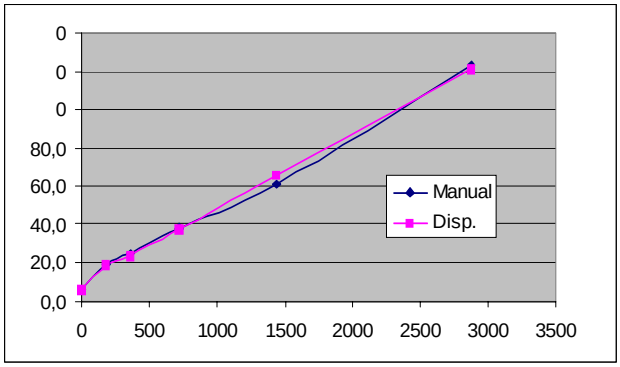


Figura 4. Curvas de calibración obtenidas por ambos procedimientos de trabajo, las que son similares. En el eje y se dan valores de % de

fluorescencia y en el eje x se dan valores de concentración en µmol/L.

Como resultado de las pruebas realizadas a la serie cero, donde se incluyeron también pruebas de fiabilidad, se recomendaron algunas modificaciones que fueron incluidas en la documentación de producción del equipo. Actualmente se han realizado 3 lotes de producción de dispensadores MICRODROP y una muestra de su apariencia externa es mostrada en la figura 5.



Figura 5. Dispensador Automático MICRODROP.

Discusión

Con los resultados obtenidos podemos afirmar que utilizando el Dispensador MICRODROP no se afectan los parámetros de calidad establecidos para el UMELISA HBsAg PLUS ni para el UMTEST PKU.

La intención fundamental de la metodología aplicada es la evaluación del proceso de desarrollo de una forma periódica, metódica y constante. Esto garantiza en un grado apreciable que el resultado final se aproxime al cumplimiento de las expectativas y los requerimientos que se tienen al comienzo del trabajo

.

Conclusión

Los resultados obtenidos son producto de la aplicación de la metodología propuesta. La validez de estos resultados y la evaluación que, a partir de ellos, se hace de los equipos fabricados fueron puestas a consideración de quienes mayor contacto y experiencia tienen sobre los procedimientos de laboratorio en los que el equipo será introducido. La percepción de estas personas coincide con los resultados cuantitativos obtenidos de las pruebas realizadas.

Se ha obtenido un equipo automático que permite lograr cierto grado de automatización en la rutina de los ensayos de laboratorio. La solución propuesta es relativamente sencilla y resulta factible tanto desde el punto de vista tecnológico como económico. El equipo diseñado se está comercializando actualmente y algunos de ellos llevan varios meses de explotación con resultados satisfactorios.

Agradecimientos

Deseamos expresar nuestro sincero agradecimiento a todos los compañeros del CIE que colaboraron en la realización de este trabajo.

Referencias

[1]National Committee for Clinical Laboratory Standards, Determining Performance of Volumetric Equipment. NCCLS, 4 (6), ISSN 0273-3099, 1984.

UNA ESTRATEGIA DE EVALUACIÓN PARA EQUIPO DE LABORATORIO BASADA EN INDICADORES

M. R. Ortiz-Posadas*, L. Flores-Moreno* y S. Rodríguez-Alfaro**

*Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa. Departamento de Ingeniería Eléctrica. D. F. México.
**Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición "Salvador Zubirán". Departamento de Ingeniería Biomédica. D. F. México.

e-mail: posa@xanum.uam.mx

Abstract: The objective of this work was to develop an evaluation strategy for laboratory equipment based on 18 indicators classified into four evaluation levels: 1) Equipment functionality, 2) Biomedical engineering department, 3) Equipment impact at the service, and 4) Associated costs with the equipment. It is proposed an evaluation function that involves the indicators result, a relevance parameter for each indicator and a standardization factor. This result was assigned by a qualitative concept, to provide a practical interpretation to the decision maker. This work was developed in the Instituto Nacional de Nutrición in Mexico City. The usefulness of these indicators, is shown by evaluating two equipments: a CO_2 incubator and a refrigerated centrifuge.
***Key words*: Equipment evaluation, indicators, laboratory equipment.**

Introducción

La Evaluación de Tecnologías en Salud (ETS) constituye un campo de investigación, que aunado a la reducción cada vez mayor de los recursos disponibles para la atención de la salud, hacen necesarias fuentes de información, que auxilien en la obtención de datos, que permitan a los tomadores de decisiones en el ámbito de la salud, seguir un enfoque racional en el manejo de los costos de la atención y por ende, el manejo adecuado de las tecnologías en salud utilizadas [1]. El amplio espectro de conocimientos involucrados en la ETS, hace necesario definir la tecnología a evaluar (equipo médico, procedimientos, medicamentos, etc.) y delimitar los aspectos concretos que se pretenden evaluar (efectividad, seguridad, costos, etc.), con el objetivo de plantear el método o la estrategia que ha de llevarse a cabo, para la realización de dicho proceso y de los objetivos involucrados en dicha evaluación. En este sentido, el objetivo de este trabajo fue desarrollar una estrategia de evaluación para equipo de laboratorio, basada en un conjunto de indicadores que atienden diferentes aspectos. Se propone una clasificación en cuatro niveles de evaluación: 1) Funcionalidad del equipo, 2) Departamento de Ingeniería Biomédica (DIB), 3) Impacto del equipo en el servicio y, 4) Costos asociados con el equipo, que agrupan los indicadores que relacionan y reportan información del aspecto de evaluación definido. Asimismo, se propuso una función de evaluación, que además de integrar el resultado de los indicadores, incorpora un parámetro de relevancia para cada indicador y un factor de estandarización, que acota la evaluación en el intervalo [0, 1]. La interpretación de este resultado se hizo mediante la asignación de un concepto cualitativo, que facilitó la interpretación al tomador de decisiones.

Este trabajo se desarrolló en el Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición "Salvador Zubirán", que es uno de los once Institutos Nacionales que dependen de la Secretaría de Salud en México. Dispone de 167 camas censables y una amplia consulta externa que proporciona 215,000 consultas anuales. Cuenta con 21 laboratorios de alta calidad y especialización, cuya demanda en el año 2003 fue de 3,246,867 estudios (270,572 en promedio por mes) [2].

Los indicadores definidos en este trabajo se validaron mediante la evaluación de dos diferentes equipos de laboratorio: 1) Incubador de CO2, ubicado en el Laboratorio de Infecto-Microbiología y 2) Centrífuga refrigerada, ubicada en el Laboratorio de Inmunología y Reumatología. Los indicadores resultaron una herramienta efectiva porque reflejaron el desempeño real del equipo, así como su aportación en la producción de los laboratorios citados. Cabe mencionar que el objetivo último de esta evaluación, fue proporcionar un criterio auxiliar al Departamento de Ingeniería Biomédica del Instituto, para decidir si es viable contratar los servicios externos para realizar el mantenimiento de los equipos de laboratorio, o si el mismo DIB tiene los recursos necesarios para realizarlo de manera interna.

Materiales y Métodos

Con el objetivo de seleccionar un equipo como caso de estudio, se realizó una revisión y depuración del inventario parcial de equipo de laboratorio, considerando aquellos que generaron el mayor gasto por mantenimiento correctivo (MC) en el periodo 2001-julio de 2003 (mes en que se inicio este trabajo) y que

tuvieran la mayor existencia en el Instituto. Este fue el caso del Incubador de CO_2, ya que se disponen de 46 equipos de este tipo, incurriendo en un gasto por MC de $159,695.00 MN durante dicho periodo. Otro criterio importante de selección para el equipo fue su ubicación, el cual debía pertenecer a un laboratorio cuyo servicio incidiera directamente en la atención del paciente (que no fuera de investigación). De este modo se seleccionó un incubador de CO_2 ubicado en el Laboratorio de Infecto-Microbiología.

Incubador de CO_2. Las bacterias necesitan ciertas condiciones físicas (temperatura, pH y humedad relativa), nutrientes adecuados (oxígeno, carbono, nitrógeno, azufre e iones orgánicos), factores de crecimiento y agua, indispensables para su desarrollo. El equipo que puede proveer estas condiciones es el denominado Incubador de CO_2, con el cual se pueden controlar parámetros como la temperatura, el porcentaje de humedad relativa y el porcentaje de CO_2, dependiendo del tipo de estudio o crecimiento bacterial que quiera llevarse a cabo. Algunos de los valores necesarios para el proceso de incubación son: temperatura de 37 °, humedad relativa al 90% y CO_2 al 5%. La forma de trabajo con el incubador, es que las muestras se introducen en él y permanecen durante un periodo definido por el tipo de bacteria que se requiere cultivar.

Laboratorio de Infecto-Microbiología. Las funciones más importantes de este Laboratorio son examinar y cultivar muestras en busca de microorganismos, identificar con certeza las especies involucradas en aislamientos importantes y llevar a cabo las estudios de susceptibilidad a antibióticos en caso de ser indicadas por el médico [3]. Este Laboratorio trabaja las 24 horas los 365 días del año y para su operación se encuentra dividido en seis áreas: 1) Micobacteriología, 2) Parasitología, 3) Antibióticos, 4) Biología Molecular, 5) Bacteriología y 6) Hemocultivo (Anaerobios). El Laboratorio realiza 81 tipos diferentes de estudios y en 22 de estos se requiere el Incubador de CO_2 y todos ellos se realizan en el área de Bacteriología

Indicadores. El análisis de la información obtenida al estudiar el Incubador de CO_2 ubicado en el Laboratorio de Infecto-Microbiología, permitió la definición de 18 indicadores, clasificados en cuatro diferentes niveles de evaluación: 1) Funcionalidad del equipo, 2) Departamento de ingeniería biomédica, 3) Impacto del equipo en el servicio, y 4) Costos asociados al equipo, con el propósito de integrar la información común a cada aspecto evaluado (ver Tabla 1).

Modelo matemático. Con el objetivo de procesar los valores que se obtienen al aplicar los indicadores en cada nivel de evaluación, se propuso un modelo matemático (ver expresión 1) que incorpora, además del resultado obtenido en cada uno de los indicadores, un parámetro de relevancia asociado a cada indicador, así como un factor de estandarización. Esta expresión se aplicará en cada nivel de evaluación, atendiendo al número particular de indicadores.

$$E = \frac{\sum_{i=1}^{n} \rho_i I_i}{k} \qquad (1)$$

Donde:

ρ_i : es el parámetro de relevancia asignado a cada uno de los indicadores (en el caso de este trabajo el experto consideró que todos los indicadores son igualmente importantes, por lo que el valor $\rho_i = 1$).

I_i : es el valor obtenido en el calculo de cada indicador correspondiente al nivel que se esté evaluando.

n : es el número de indicadores considerados en el nivel de evaluación.

k : es un factor de estandarización que acota el resultado de la evaluación en el intervalo [0, 1] y corresponde a la suma de los valores máximos que pueden alcanzar cada uno de los indicadores en el nivel que se esté evaluando.

El resultado de la evaluación *E*, como se dijo, es un valor estandarizado en el intervalo [0, 1], que a juicio del experto puede ser interpretado por medio de la asignación de un concepto cualitativo al valor numérico obtenido. En la Tabla 2 se muestran los intervalos definidos y la asignación cualitativa correspondiente, cuya finalidad es facilitar el análisis del resultado global obtenido en cada nivel de evaluación.

Tabla 2: Asignación cualitativa para el resultado de la evaluación *E*

Intervalo	Asignación cualitativa.
[0, 0.3]	Malo
[0.31, 0.55]	Regular
[0.56, 0.69]	Bueno
[0.7, 0.84]	Muy bueno
[0.85, 1.0]	Excelente

Resultados

Evaluación de equipo de laboratorio. La utilidad de evaluar equipo de laboratorio haciendo uso de los indicadores definidos, se demostró en dos equipos diferentes: 1) En el equipo objeto de estudio, el *incubador de CO_2* del Laboratorio de Infecto-Microbiología y, 2) En una *centrífuga refrigerada* (que es un equipo que realiza la separación de elementos sanguíneos a velocidad controlada y uniforme, manteniendo temperaturas bajas durante el proceso), ubicada en el Laboratorio de Inmunología y Reumatología, donde se realizan estudios para la detección y localización de antígenos y anticuerpos para el diagnóstico de enfermedades infecciosas (bacterianas, fúngicas, parasitarias y virales), o en la determinación del estado inmunológico del paciente. En la Tabla 3, se muestran los resultados obtenidos en la evaluación de cada nivel, para cada uno de los equipos.

Tabla 1: Clasificación de los 18 indicadores definidos en cuatro niveles de evaluación

Nivel de evaluación	Nombre del indicador	Relación del Indicador
1. Funcionalidad del equipo	I_1. Tiempo fuera de servicio del equipo	$1-\left[\frac{Total\ de\ días\ fuera\ de\ servicio\ por\ fallas\ (año)}{Número\ de\ días\ de\ servicio\ del\ laboratorio\ (año)}\right]$
	I_2. Utilización del equipo	$\left[\frac{Hrs.\ de\ utilización\ del\ equipo\ (año)}{Hrs.\ de\ servicio\ del\ Laboratorio\ (año)}\right]$
	I_3. Producción del equipo	$\left[\frac{\#\ estudios\ realizados\ con\ el\ equipo\ (año)}{\#\ estudios\ que\ demandan\ el\ equipo\ (año)}\right]$
	I_4. Improductividad del equipo	$[Promedio\ de\ estudios\ realizados\ con\ el\ equipo\ por\ día\ ]$ $\times[Días\ del\ equipo\ fuera\ de\ servicio]$
	I_5. Producción **neta** del equipo	$\left[\frac{Estudios\ realizados\ con\ el\ equipo\ -\ Improductividad\ del\ equipo}{Estudios\ que\ demandan\ el\ equipo\ (año)}\right]$
	I_6. Uso neto del equipo	$\left[\frac{Tiempo\ de\ uso\ del\ equipo\ -\ Tiempo\ fuera\ de\ funcionamiento}{Tiempo\ de\ servicio\ del\ laboratorio\ (anual)}\right]$
	I_7. Edad del equipo	*# de años desde que se adquirió el equipo, hasta el momento actual*
2. Departamento de Ingeniería Biomédica	I_8. Capacidad de respuesta del DIB	$\left[\frac{Días\ fuera\ de\ servicio\ del\ equipo\ (año)}{Número\ de\ solicitudes\ de\ servicio\ del\ equipo\ (año)}\right]$
	I_9. Manual de servicio del equipo	Se evalúa la disponibilidad del manual en el DIB
	I_{10}. Disponibilidad del ingeniero biomédico	Tiempo disponible de los IB después de realizar sus actividades programadas y de rutina en el DIB
3. Impacto del equipo en el servicio	I_{11}. Producción del equipo en el área	$\left[\frac{\#\ estudios\ realizados\ con\ el\ equipo\ (año)}{\#\ estudios\ totales\ realizados\ en\ el\ área\ (año)}\right]$
	I_{12}. Producción del equipo en el laboratorio	$\left[\frac{\#\ estudios\ realizados\ con\ el\ equipo\ (año)}{\#\ estudios\ realizados\ en\ el\ laboratorio\ (año)}\right]$
	I_{13}. Demanda parcial del área en el laboratorio	$\left[\frac{\#\ estudios\ realizados\ en\ el\ área\ (año)}{\#\ estudios\ realizados\ en\ el\ laboratorio\ (año)}\right]$
	I_{14}. Demanda parcial del laboratorio en el Instituto	$\left[\frac{\#\ estudios\ realizados\ en\ el\ laboratorio\ (año)}{\#\ estudios\ realizados\ en\ el\ Instituto\ (año)}\right]$
4. Costos asociados con el equipo	I_{15}. Costo de adquisición del equipo	Precio del equipo en el momento de la compra, en pesos mexicanos.
	I_{16}. Gasto por mantenimiento corrective	Gasto total asociado al equipo por mantenimiento correctivo en un año.
	I_{17}. Hora ingeniero interno (DIB)	$\left[\frac{[salario\ base\ +\ prestaciones]/15}{número\ de\ horas\ laborales}\right]$
	I_{18}. Hora ingeniero externo	Cotizada por el proveedor

Discusión

La evaluación del incubador de CO2, desde el punto de vista cualitativo, resultó *excelente* en el caso de la funcionalidad, lo que significa que el desempeño del equipo se encuentra en óptimas condiciones, pues todos los indicadores obtuvieron su máximo valor (ver Tabla 3). Esto se traduce en que el equipo es utilizado al 100%, igual que la producción; y dado que el equipo no ha sufrido fallas por descompostura, no se ha presentado improductividad alguna, lo cual también se refleja en los indicadores de producción neta y uso neto del equipo respectivamente, que son indicadores compuestos que incorporan la información de improductividad para su cálculo (ver Tabla 1). De igual manera la *corta* edad del equipo (7 años) representa la posibilidad de obtener refacciones sin problema alguno. Respecto a la evaluación del DIB (nivel 2) también resultó *excelente*, lo que significa en general que el mantenimiento para este equipo en particular puede realizarlo el personal del DIB. Para el caso del nivel 3 (Impacto) resulto *malo*, lo cual significa que la

contribución del equipo en la producción del Laboratorio es baja, aunque no deja de ser importante dada su participación en 22 de los 81 estudios que se realizan con él.

En lo que respecta a la centrífuga refrigerada, hay que mencionar que el equipo estuvo fuera de servicio *4 días* por descompostura, lo cual se refleja en los indicadores de tiempo fuera de servicio, improductividad del equipo (se dejaron de realizar 324 estudios), producción neta del equipo y uso del equipo. En cuanto a la edad del equipo (9 años), implica una menor posibilidad de obtener refacciones, lo que debe considerarse en la toma de decisiones. Para el caso de la evaluación del DIB, se observa que en el indicador capacidad de respuesta, la falla del equipo tuvo su influencia; además no se cuenta con el manual de servicio y la disponibilidad del ingeniero *A*, resultó 472.5h (68.18 %). Todo esto, desde el punto de vista cualitativo, resultó *regular*, lo cual se tendría que evaluar en la decisión de la contratación o no, del servicio de mantenimiento para la centrífuga refrigerada. La evaluación del Impacto (nivel 3) también resultó *regular*, lo que probablemente significa que aunque la centrífuga se usa en el procesamiento de 47 diferentes estudios (de un total de 49), quizá no tienen una gran demanda.

Tabla 3: Resultados obtenidos en la evaluación del incubador de CO2 y la centrífuga refrigerante

Nivel de evaluación	Indicador	Incubador	Centrífuga
1. Funcionalidad del equipo	I_1	1	0.98
	I_2	1	1
	I_3	1	1
	I_4	0	324 estudios
	I_5	1	0.98
	I_6	1	0.98
	I_7	1	0.6
	Evaluación	**1**	**0.92**
	Interpretación	**Excelente**	**Excelente**
2. Departamento de Ingeniería Biomédica	I_8	1	0.8
	I_9	1	0
	I_{10}	0.68	0.67
	Evaluación	**0. 89**	**0. 49**
	Interpretación	**Excelente**	**Regular**
3. Impacto del equipo	I_{11}	0.15	No hay áreas
	I_{12}	0.08	0.8
	I_{13}	0.55	No hay áreas
	I_{14}	0.01	0.006
	Evaluación	**0.19**	**0.4**
	Interpretación	**Malo**	**Regular**
4. Costos asociados al equipo	I_{15}	$ 80,000	$ 50,000
	I_{16}	$ 0.00	$2,500.00
	I_{17}	$ 67.32	$ 67.32
	I_{18}	$ 0.00	$ 625.00

Conclusión

Se definieron 18 indicadores que atienden diferentes aspectos del equipo, distribuidos en cuatro niveles de evaluación: 1) Funcionalidad del equipo, 2) Departamento de Ingeniería Biomédica (DIB), 3) Impacto del equipo en el servicio y, 4) Costos asociados con el equipo. Se propuso una estrategia de evaluación de equipo de laboratorio basada en dichos indicadores mediante una función de evaluación que incorpora, además del resultado de los indicadores, un parámetro de relevancia para cada indicador y un factor de estandarización que acota el resultado de la evaluación en [0, 1]. A este resultado se le asignó un concepto cualitativo (excelente, muy bueno, bueno, regular y/o malo) cuya interpretación, para el tomador de decisiones, resultó más práctica. Se evaluaron dos equipos de Laboratorio (incubador de CO_2 y centrífuga refrigerada) obteniéndose resultados que reflejaron el desempeño real del equipo, así como información auxiliar para el DIB en la decisión de contratar servicios externos para la realización del mantenimiento de dichos equipos, o bien, realizarlo con el personal del DIB del Instituto. Es importante resaltar que aunque la estrategia de evaluación presentada en este trabajo fue validada sólo en dos equipos de laboratorio, puede ser usada en la evaluación de otros equipos médicos, en cuyo caso, sólo sería necesario trasladar el tipo de información al ámbito de desempeño de la tecnología particular.

Finalmente, se pretende que esta estrategia de evaluación se incorpore como parte de los procedimientos regulares del DIB, para evaluar todos los equipos de laboratorio con que cuenta el Instituto, y que el resultado ayude no sólo al DIB a implantar acciones específicas en lo que respecta a la gestión de la tecnología médica, sino también a los usuarios de la misma, en términos del impacto y del uso efectivo que tiene, con el fin de optimizar su uso y manejo con el consecuente impacto en la calidad del servicio que se provea a los pacientes.

Agradecimiento

Los autores de este trabajo queremos agradecer al personal de los Laboratorios de Infecto-Microbiología y de Inmunología y Reumatología del Instituto, por su colaboración en la realización de este trabajo.

Referencias

[1] DURÁN ARENAS L., "La evaluación de la efectividad de la tecnología para la salud", en DURÁN ARENAS L. Y MUÑOZ O. (Ed): *Retos de la seguridad social en salud en el siglo XXI. Evaluación y Gestión Tecnológica*, Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), México, pp. 13-26, 2002.

[2] Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición "Dr. Salvador Zubirán". Manual de Organización. Sitio de internet: http://www.innsz.mx/org/manual.pdf visitado en enero 2004.

[3] KONEMAN W. E., ALLEN D. S., JANDA M. W., SCHRECKENBERGER C. P, WINN C. W., Diagnóstico Microbiológico. Médica Panamericana, pp 67-68, 2003.

[4] FLORES-MORENO L., "Un método de evaluación basado en indicadores de funcionalidad, impacto, costo y del DIB, para equipo de laboratorio. Un caso de estudio: Incubador de CO_2." Proyecto terminal. Licenciatura Ingeniería Biomédica. Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa, 2004.

FUNCIONES DE LOS DEPARTAMENTOS DE INGENIERÍA BIOMÉDICA EN INSTITUCIONES DE SALUD PÚBLICA Y PRIVADA EN MÉXICO

M. R. Ortiz-Posadas*, F. Tafoya-Doñan*, A. B. Pimentel-Aguilar**, R. Rodríguez-Vera**

*Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa. Departamento de Ingeniería Eléctrica. D. F. México.
** Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias. Departamento de Ingeniería Biomédica. D. F. México

e-mail: posa@xanum.uam.mx

Abstract: This work presents a comparative analysis of the activities performed by the biomedical engineering department (BED) of eighteen health institutions in Mexico City. Ten of these are third level public hospitals (eight national institutes and two general hospitals) and the other ones are private hospitals. The objective was to know and compare their organization, which and how are their functions and to classify the performance of the BED into operative, tactic or strategic activities, from the organizational point of view. An important result of this work was that the main activities of BED are related with the service and maintenance, and management divisions. This is why the performance of BED in the health institutions considered in this work is placed on the operative and tactic organizational levels.
Key words: Clinical engineering, biomedical engineering.

Introducción

Dada la alta dependencia de la tecnología que existe en la actualidad dentro de las instituciones de salud, la incorporación del ingeniero biomédico como parte integral de los equipos al cuidado de la salud resulta cada vez más natural y necesaria, con el fin de realizar la gestión de la tecnología médica, es decir, asegurar su utilización y operación adecuada, dar cursos de capacitación al personal usuario, desarrollar programas de seguridad hospitalaria que disminuyan el riesgo inherente al uso de ciertas tecnologías, dar soporte técnico, y en su caso, desarrollar avances tecnológicos en el cuidado del paciente, mediante la aplicación de la ingeniería. Participar en el proceso de adquisición de tecnología médica nueva, analizando las necesidades clínicas y generando las especificaciones técnicas del equipo en particular, y poder hacer la elección más adecuada de la oferta en el mercado. En México, el desarrollo de Departamentos de Ingeniería Biomédica (DIB) en las instituciones de salud (públicas y privadas) ha tenido gran auge en los últimos años. Dependiendo de las características del hospital, el DIB dirige sus actividades a solucionar diferentes problemáticas en el medio hospitalario. En este sentido, el objetivo de este trabajo es hacer un análisis comparativo de las actividades que realizan los DIB de dieciocho instituciones de salud de la Ciudad de México. Conocer y comparar tanto su organización, como cuáles son y cómo realizan sus funciones dentro del hospital, con el fin de ubicar desde el punto de vista organizacional, el nivel (operativo, táctico o estratégico) en el que se está desempeñando el DIB en particular.

Materiales y métodos

La metodología consistió en la aplicación de una encuesta a los Departamentos de Ingeniería Biomédica (DIB) de dieciocho instituciones de salud en la Ciudad de México [1]. Diez de éstas son hospitales públicos de tercer nivel; ocho Institutos Nacionales (IN): Cancerología, Cardiología, Infantil de México, Neurología, Nutrición, Pediatría, Perinatología y Enfermedades Respiratorias; dos hospitales generales (HG): General de México y General "Dr. Manuel Gea González"; y ocho hospitales privados (HP): Ángeles del Pedregal, Infantil Privado, Inglés, Médica Sur, México, Mocel, Santa Fe y Torre Médica. La encuesta constó de 32 preguntas relacionadas con cinco actividades seleccionadas con base en las funciones que debe realizar un DIB [2] que a continuación se describen:

1) *Mantenimiento preventivo y correctivo.* El mantenimiento preventivo se define como la programación de una serie de inspecciones (de funcionamiento y de seguridad), ajustes, análisis, limpieza, lubricación y calibración, que deben llevarse a cabo en forma periódica, con base en un plan y no en una demanda particular del usuario. Su propósito es prevenir las posibles fallas, manteniendo los equipos médicos en operación a los niveles y eficiencia óptimos. Este mantenimiento puede ser realizado por el personal del DIB (servicio interno) o por una compañía externa (servicio subrogado). Algunos criterios para contratar el servicio de mantenimiento externo son: falta de equipo especializado para medición y calibración, falta de experiencia del personal técnico, falta de manuales y falta de recursos económicos para adquirir refacciones y

consumibles. Todo esto aunado a que en ocasiones, resulta más redituable y eficiente el servicio subrogado. Por otro lado, el mantenimiento correctivo consiste en corregir las fallas cuando se presentan, dando cumplimiento a la solicitud del usuario del equipo dañado.

2) *Adquisición de equipo médico*. El procedimiento para la adquisición de equipo médico en las instituciones de salud depende de sus características y del costo de la tecnología que se va a adquirir. Por ejemplo, en los institutos nacionales, el presupuesto que ejercen es otorgado por el gobierno de México y por tanto, el proceso de adquisición se realiza a través de una licitación (una convocatoria pública que se difunde en el diario oficial de la Nación), con el objetivo de que el proceso sea transparente y que puedan participar todos los proveedores interesados. Las actividades que se realizan son: asesoría a las áreas administrativas, supervisión del proceso de licitación (conforme a la legislación) y en algunos casos, ejecutar la licitación (realizar la compra). Por otro lado, en los hospitales privados, los DIB se dedican principalmente a asesorar, y en ocasiones, a ejecutar la adquisición directa de la tecnología en cuestión.

3) *Capacitación*. Consiste en una actividad planeada y basada en necesidades reales de una organización, orientada hacia un cambio en los conocimientos, habilidades y actitudes del colaborador. Dos son los fines básicos de la capacitación en una organización: a) promover el desarrollo integral del personal y así, el desarrollo de la organización, y b) lograr un conocimiento técnico especializado, necesario para el desempeño eficaz del puesto.

4) *Seguridad y manejo de riesgos*. Se refiere a los programas de seguridad y al manejo de los cinco riesgos hospitalarios: eléctrico, radiológico, biológico, ambiental y mecánico [3].

5) *Investigación en ingeniería biomédica*. Son las actividades que realiza el DIB relacionadas con investigación. El principal motivo que determina el inicio de un proyecto de investigación en el que participa el DIB, es la petición directa de algún área clínica. De manera que el proyecto generalmente propone objetivos de orden clínico. Sin embargo, la colaboración del DIB se delimita en función de sus intereses propios, brindando apoyo desde el punto de vista de la aplicación y/o el desarrollo de la tecnología médica necesaria para la solución del problema.

Tabla 1: Características generales de los hospitales que respondieron la encuesta

Instituciones públicas					
Tipo	Camas	# Equipo	Personal	% Eqpo	Dependencia administrativa
1. IN-1	180	2000	7	100	Administración
2. IN-2	350	2000	9	100	Administración
3. IN-3	150	2000	9	100	Administración
4. IN-4	150	1000	4	70	Médica
5. IN-5	200	2000	9	70	Médica
6. IN-6	350	2000	7	100	Administración
7. IN-7	500	2000	10	95	Administración
8. IN-8	350	1800	4	95	Médica
9. HG-1	500	3000	15	95	Adminitración
10. HG-2	150	2000	4	70	Médica
Instituciones privadas					
Tipo	Camas	# Equipo	Personal	% Eqpo	
11. HP-1	150	2000	10	100	Administración
12. HP-2	350	2000	10	95	Gerencia de Ingeniería
13. HP-3	150	2000	3	90	Mantenimiento
14. HP-4	150	2000	10	100	Subdirección Ing. Biomédica
15. HP-5	150	1000	6	95	Administración
16. HP-6	150	1000	7	85	Operación
17. HP-7	100	500	3	60	Médica
18. HP- 8	100	500	3	100	Administración

Las primeras nueve preguntas de la encuesta, recopilaron información sobre las características del hospital, así como del DIB. En la Tabla 1 se muestra la capacidad de la institución, con el número de camas censables, una estimación de la cantidad de equipo biomédico con la que cuenta el hospital, el número de personal adscrito al DIB, el porcentaje de equipo que el DIB tiene bajo su administración y el área administrativa de la que depende el DIB en la organización del hospital. Las siguientes ocho preguntas de la encuesta, obtuvieron información sobre las actividades que realiza el DIB y su importancia, en términos del tiempo que demandan cada una de ellas. Cuatro preguntas más cuestionaban la participación del DIB en el proceso de adquisición. Otras cuatro, estaban relacionadas con la capacitación que se ofrece a los usuarios del equipo médico en el hospital. Tres preguntas cuestionaban aspectos de seguridad hospitalaria, en los que estaba involucrado el DIB; y las últimas cuatro estaban dirigidas a conocer la manera en que el DIB se involucra en proyectos de investigación.

Los criterios para la inclusión de un DIB en el estudio fueron: a) que la antigüedad del DIB en el hospital fuera, al menos, de cinco años, y b) que el DIB realizara, al menos, tres de las cinco actividades mencionadas. La encuesta la respondió el jefe del DIB a través de una entrevista personal con el encuestador.

Resultados.

Las actividades fueron ordenadas de acuerdo a la importancia asignada por la mayoría de los DIB encuestados. En la Tabla 2 se presentan los mayores porcentajes obtenidos en las instituciones privadas y públicas, que ordenaron las actividades en función de su importancia y que son realizadas por los DIB. Dicho porcentaje significa que el resto de los hospitales que completan el 100%, manifestaron una opinión diferente en cuanto a la jerarquía de la actividad considerada.

Tabla 2: Actividades de los DIB ordenadas por importancia, según los resultados de la encuesta.

Actividad	Públicos	Privados
1a. Mantenimiento preventivo	57%	63%
1b. Mantenimiento correctivo	57%	37%
2. Adquisición de eqpo. Médico	29%	38%
3. Capacitación	29%	25%
4. Seguridad/manejo de riesgos	29%	25%
5. Investigación	29%	13%

1a) Mantenimiento preventivo. Se encontró que la mayor parte del mantenimiento se realiza internamente en los hospitales, pues en promedio resultó que los DIB atienden al 69% del total de equipo bajo su administración. Asimismo, la encuesta arrojó que el mantenimiento preventivo ocupa el primer lugar en la jerarquía por importancia de las actividades, pues el 57% de los hospitales públicos y el 63% de los privados, invierten la mayor parte del tiempo en la ejecución de dicho mantenimiento.

1b) Mantenimiento correctivo. En este caso, la mayoría de los hospitales (57% de los públicos y 37% de los privados), determinaron que al igual que el preventivo, el mantenimiento correctivo también se encuentra en el primer lugar de importancia.

2) Adquisición de equipo médico e insumos. Resultó ser la tercera actividad más importante, observando que el 29% de los hospitales públicos y el 38% de los privados, la ubicaron en este lugar. De la encuesta también se pudo observar que la participación de los DIB en la decisión para la compra final del equipo, es distinta dependiendo del tipo de hospital. En los institutos nacionales existe una colaboración logística con el departamento de adquisiciones y el área médica. Mientras que en los hospitales privados, la colaboración se hace directamente con la dirección general del hospital.

3) Capacitación. La capacitación, desde su planeación, diseño, impartición de cursos y supervisión, según el 29% de las instituciones públicas y el 25% de las privadas, se encuentra ubicada en el cuarto lugar de importancia. La encuesta mostró además, que la entidad encargada de impartir la capacitación a los usuarios del equipo médico, es el DIB. Generalmente, los cursos están relacionados con el uso adecuado, el funcionamiento y el manejo del equipo, y usualmente se recibe apoyo del fabricante y/o proveedor del equipo para la adquisición de información técnica. Respecto a los criterios que se utilizan para programar e impartir dicha capacitación se encuentran: el ingreso de equipo nuevo al hospital, la frecuencia de rotación del personal, fallas frecuentes en la operación, solicitud directa de los usuarios, carga de trabajo del equipo y como último criterio, se considera una programación anual de la capacitación.

4) Seguridad y manejo de riesgos. Los resultados en materia de seguridad hospitalaria arrojan que esta actividad se encuentra en el quinto lugar (29% públicos y 25% privados). Hay que mencionar que aún cuando todos los DIB reportaron inicialmente que planean, supervisan y ejecutan tareas en los distintos ámbitos de la seguridad hospitalaria, hay que resaltar que la seguridad eléctrica es el ámbito con mayor cobertura, pues el 82% de las instituciones cuentan con un programa de seguridad eléctrica, siguiendo con la seguridad radiológica que es atendida por el 71% de los DIB. En relación con la seguridad ambiental, la biológica y la mecánica, son las menos cubiertas, pues sólo el 23% de las instituciones atiende a la primera y el 18% a las dos últimas.

5) Investigación en ingeniería biomédica. La investigación dentro de los DIB es una actividad poco desarrollada, esto se refleja en su ubicación en el último lugar de importancia, según el 29% de hospitales públicos y 13% de privados. En este rubro es importante mencionar que del total, sólo el 65% de las instituciones hacen investigación (6 hospitales privados, 3 institutos nacionales y los 2 hospitales generales). Los DIB se involucran en investigación, participando desde la definición del protocolo hasta su ejecución, todo ello en conjunto con las áreas clínicas de los hospitales. En cuanto al origen de los recursos económicos asignados para los proyectos de investigación, la mayor parte proviene de los presupuestos conjuntos del DIB y del área clínica con la que se colabora.

Discusión

La principal actividad realizada por los DIB resultó el mantenimiento, tanto preventivo como correctivo, por ser la actividad más demandante en tiempo, lo cual resulta natural si se analiza la proporción entre el número de equipo biomédico que tienen las instituciones de salud, con el número de personal adscrito a los DIB. En este sentido, habría que hacer una planeación estratégica para dirigir los esfuerzos del personal, principalmente hacia el mantenimiento preventivo, lo cual incidiría de manera directa (e inversamente proporcional) en la ejecución del mantenimiento correctivo. Es evidente que una planeación adecuada de rutinas preventivas, reduciría las solicitudes de mantenimiento correctivo y por tanto,

disminuiría los costos en el mismo, optimizando así, los recursos tanto humanos, como físicos y económicos.

También es importante analizar los criterios considerados para contratar servicios de mantenimiento subrogado, pues la falta de equipo especializado para medición y calibración, la falta de experiencia del personal del DIB, la falta de manuales técnicos y la falta de recursos económicos para la adquisición de refacciones y consumibles, influye directamente en el tiempo de respuesta del DIB para realizar y concluir una solicitud de mantenimiento (que según la encuesta, debe ser menor a 7 días). Encontrar un balance entre el mantenimiento interno y el subrogado, coadyuvaría a la respuesta en el servicio y a una reducción de la carga de trabajo, pues en ocasiones (generalmente para la tecnología médica de mayor complejidad, como la de imagenología) la contratación del servicio externo resulta más rápida, eficiente y económica.

Por otro lado, dada la complejidad de las funciones que puede realizar un DIB, la ubicación jerárquica de éste en la estructura organizacional del hospital, también adquiere una gran importancia. Como se sabe, desde el punto de vista administrativo, las tareas se pueden desempeñar en tres niveles: estratégico (alto mando), táctico (mando medio) y operativo. De este modo, las cinco actividades consideradas en este trabajo tienen una ingerencia en diferente nivel. El mantenimiento atiende al nivel operativo, la adquisición de equipo médico, la capacitación y el manejo de riesgos, son actividades ubicadas en el nivel táctico, y la investigación refiere el nivel estratégico. En este sentido, resulta definitivo concluir que la ingeniería biomédica clínica en los hospitales considerados en este estudio, se desarrolla principalmente en el nivel *operativo*, ya que la actividad más importante realizada por los DIB es la de *mantenimiento*. Con una participación significativamente menor, las actividades de adquisición de equipo médico, capacitación y manejo de riesgos, sugiere que la incorporación del DIB en el nivel táctico aún no es satisfactoria, pues aunque todos los DIB tienen relación con el proceso de adquisición de tecnología, no en todos lo casos llega hasta la toma de decisiones. En cuanto a la capacitación, en ningún hospital existe un programa como tal, planeado y programado, sino que ésta se imparte basada en la demanda, o en su caso, cuando se detecta el uso inadecuado del equipo. Con respecto a la seguridad hospitalaria, hay una gran labor que hacer, pues los hospitales le han dado la mayor importancia al riesgo eléctrico y al radiológico, sin embargo es claro que las cinco fuentes de riesgo hospitalario son igualmente importantes, por lo que hay que promover el trabajo en seguridad ambiental, biológica y mecánica. Para el caso de la investigación, se observa una colaboración incipiente en protocolos de investigación, lo que implica una participación casi nula de los DIB en este aspecto. Aquí la tarea es difundir en el medio hospitalario cuáles son las capacidades que el ingeniero biomédico tiene y el conocimiento sobre la técnica que puede aportar, no sólo desde el punto de vista de la gestión de la tecnología médica, sino también en el desarrollo de herramientas *ad hoc* que solucionen problemas clínicos específicos, o que proporcionen criterios auxiliares en la toma de decisiones médicas. En la medida en que la comunidad médica conozca la profesión, se obtendrá la respuesta para colaborar de manera conjunta, con los equipos médicos de investigación.

Dado que en las dieciocho instituciones de salud consideradas en este estudio, y que las principales actividades que realizan los DIB están relacionadas con las divisiones de servicio y mantenimiento, y administración, el desempeño de la ingeniería biomédica en dichos hospitales se ubica en los dos últimos niveles organizacionales: el operativo y el táctico. Sin embargo, la tendencia es que la ingeniería biomédica tenga una alta jerarquía en la toma de decisiones y se pueda ubicar en el nivel de más alto mando (el estratégico), participando en todas y cada una de las actividades relacionadas con la tecnología médica, desde el área teórica y básica, hasta la aplicación de la tecnología en el medio clínico, abordando todos los campos de investigación, desarrollo, implantación, evaluación y operación de los instrumentos y metodologías planteados, e incidir en la investigación médico-biológica para mejorar la calidad en los servicios de salud. Al respecto se han desarrollado diversos proyectos, en colaboración conjunta entre el Grupo Académico de Ingeniería Biomédica de la Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa y diferentes Institutos Nacionales [4], en los cuales se han resuelto problemas en diferentes hospitales, mediante la aplicación de conocimiento formal y de ingeniería para su solución.

Agradecimiento

Los autores de este trabajo queremos agradecer a todos los Jefes de los Departamentos de Ingeniería Biomédica de las diferentes instituciones de salud, por su apoyo y participación en la aplicación de la encuesta.

Referencias

[1] TAFOYA-DOÑÁN F., "Políticas y Procedimientos del Departamento de Ingeniería Biomédica del INER". Proyecto Terminal. Ingeniería Biomédica. Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa, 2003.

[2] BARKALOW B., "The clinical engineering program", in WEBSTER, J. G. (Ed): *Clinical Engineering: Principles and Practice*, NJ: Prentice Hall, pp. 119-142, 1979.

[3] FREEMAN J., STONER D., SMATHERS J. CLAPP D. AND DUNCAN D., "Safety program", in Webster, J. G. (Ed): Clinical Engineering: Principles and Practice, NJ: Prentice Hall, pp. 143-194, 1979.

[4] ORTIZ-POSADAS M. R., ORTIZ-PEDROZA M. R., MARTÍNEZ-LICONA F. M., GARCÍA-GONZÁLEZ M. T., GAITÁN-GONZÁLEZ M. J., 'Development of Projects in the Formation of Clinical Biomedical Engineers', *Proc. 25th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Cancun, México, pp. 1342-1345, 2003.

LOS ESTUDIOS DE INGENIERIA BIOMEDICA EN CUBA

E. Rodríguez Denis

ISPJAE/Departamento de Bioingeniería, Ciudad de La Habana, Cuba

e-mail: denis@infomed.sld.cu

Abstract: The present work values the importance of the studies in Biomedical Engineering for Cuba, starting from the necessities of the health national system, the industry of medical equipments, the research centers and other entities related with the biomedical technologies. The experience of countries with more experience is taken into account, determining indicators for reference. The approaches that have been used to calculate the demand of these professionals for Cuba can be useful to universities in other countries.

***Palabras claves*: bioingeniería, educación, enseñanza, ingeniería biomédica.**

Introducción

La Ingeniería Biomédica es un área interdisciplinaria del conocimiento que tiene por objetivo atender la demanda creciente de tecnologías para las Ciencias de la Vida a través de la aplicación de técnicas, métodos y otros recursos propios de la ingeniería. Sus orígenes se remontan un siglo atrás, a finales del siglo XIX cuando los esposos *Curié* descubren el Radio, *Roentgen* los *Rayos X* y *Einthoven* en 1903 utiliza por primera vez un electrocardiógrafo.

La Ingeniería Biomédica, la Física Médica y la Biofísica nacieron conjuntamente hacia 1930, en diversos laboratorios de Europa y EE.UU. En ellos físicos, ingenieros y médicos empleaban los métodos analíticos de las ciencias físicas y su materialización en instrumentos, a la solución de diversos problemas planteados por las ciencias de la vida. Dichas actividades se multiplicaron en los años 50 y los antiguos laboratorios se transformaron en departamentos universitarios dedicados a la Ingeniería Biomédica. El primer programa oficial de estudio en Ingeniería Biomédica comenzó en 1959 como un Programa de Maestría en la universidad norteamericana de *Drexel.* [1]

La primera conferencia mundial sobre Ingeniería Biomédica se realizó en París en 1959, en el año 1994 se celebró por primera vez en Latinoamérica, en Río de Janeiro, la decimoquinta conferencia mundial. Durante el año 2003 fue celebrada en Australia la decimooctava conferencia mundial.

Existen 109 programas en pregrado, en Ingeniería Biomédica, acreditados ante el *Accreditation orrad for Engineering and Technology* en los países desarrollados. La UE tiene un total de 120 programas en 99 universidades con más de 3000 estudiantes. En los EEUU existen más de 200 programas con más de 6000 estudiantes. De esta manera los países con liderazgo en la rama mantienen estudiando Ingeniería Biomédica a unos 25 estudiantes por cada millón de habitantes lo que significa el 2 % del total de la matrícula de estudiantes de ingeniería y el 3% de los egresados de ingeniería anualmente, ello explica en buena medida los éxitos de estos países en las investigaciones biomédicas. [2] Desde 1970 los estudios de Ingeniería Biomédica han ocupado la atención de las principales universidades latinoamericanas.

El sistema de salud en Cuba garantiza el libre acceso de toda la población a una atención de primera calidad. Esto demanda gran cantidad de recursos en tecnologías biomédicas, lo cual ha condicionado que en la red hospitalaria cubana laboren alrededor de 350 profesionales, dedicados fundamentalmente al mantenimiento de la técnica biomédica y de las instalaciones hospitalarias. Sin embargo la necesaria modernización del sistema hospitalario cubano a mediano plazo, demandará una cifra cercana a los 600 ingenieros biomédicos, a fin de apoyar el trabajo de unos 9000 médicos en la operación de tecnologías biomédicas de manera segura y eficiente.

Un número aún superior de profesionales trabajará vinculado al diseño de equipos y sistemas de aplicaciones médicas en más de 50 entidades, de la industria, centros de investigación y universidades. Tal voluntad política se expresa mediante el Grupo 1 de prioridades, en Ciencia e Innovación Tecnológica, establecidas para el país, en aquellas áreas donde se pretende alcanzar o mantener la *excelencia y competitividad internacional,* a partir de *productos y tecnologías novedosas*, donde se incluyen: nuevas vacunas y fármacos, equipos médicos de alta tecnología, técnicas avanzadas para el diagnóstico y tratamiento médico y el desarrollo de programas (software), entre otras.

Materiales y Métodos

El Departamento de Computación, Electrotecnia y Bioingeniería (CEBIO), del Instituto Superior Politécnico "José Antonio Echeverría"convocó a la realización de un evento de carácter nacional bajo el titulo "Los Estudios de Ingeniería Biomédica en Cuba", con el objetivo de reunir a los principales expertos, empleadores, científicos y docentes del país a fin de

intercambiar criterios y elaborar propuestas que sirvieran de guía al desarrollo de esta especialidad en Cuba, con el siguiente programa:

- Mesa Redonda; "Retos y perspectivas de la Ingeniería Biomédica en Cuba".
- Comisión I.- Perfil Profesional, Perfil Ocupacional y Valores del Ingeniero Biomédico en Cuba.
- Comisión II.- Análisis y demanda por organismos y territorios de Ingenieros Biomédicos.
- Comisión III- Análisis de los recursos humanos y materiales para enfrentar la preparación de Ingenieros Biomédicos.
- Conclusión del Trabajo por Comisiones: Elaboración de dictámenes.

Tabla I

PROVINCIAS	HOSPITALES	MEDICOS	HABITANTES (miles)	ING. CLÍNICOS
P. del Río	20	3473	737,3	37
La Habana	9	2800	707,8	26
C. Habana	38	19981	2 186,7	145
Matanzas	10	3361	661,9	29
V. Clara	19	4837	836,3	43
Cienfuegos	7	2151	396,7	20
S. Spíritus	25	2558	462,3	25
C. de Avila	7	2072	410,7	18
Camagüey	23	4453	789,9	43
Las Tunas	13	2274	530,3	23
Holguín	28	4645	1 032,7	48
Granma	23	3415	832,6	39
S. de Cuba	26	6164	1 037,7	56
Guantánamo	17	2242	514,1	23
I. de la Juv.	1	437	80,1	4
Unidades Nac.	4			3
TOTAL	**270**	**64863**	**11 217,1**	**582**

El Taller recomendó estimar la demanda de Ingenieros Biomédicos para nuestro país a partir de indicadores internacionales y criterios de expertos, así como realizar encuestas y visitas a entidades empleadoras a fin de determinar demanda, modelo y planes de estudio para la formación de recursos humanos en Ingeniería Biomédica. Los criterios de mayor peso son enumerados a continuación:

- Los países con liderazgo en la rama mantienen estudiando Ingeniería Biomédica a unos 25 estudiantes por cada millón de habitantes y alrededor del 2 % del total de la matrícula de estudiantes de ingenierías, estudia la especialidad de Ingeniería Biomédica [2]. De acuerdo a este criterio nuestro país debería tener una matricula entre 183 y 268 estudiantes en una carrera de Ingeniería Biomédica.
- En los Estados Unidos de América existe un promedio de un Ingeniero Biomédico por cada 10 000 habitantes. Ello significaría para Cuba contar con 1122 ingenieros biomédicos, o aceptar un déficit de unos 700 de estos profesionales.
- Los países desarrollados alcanzan indicadores dentro del sistema de salud de un ingeniero clínico por cada 100 médicos, o cada 100 camas, o cada 20 000 habitantes. El resultado de interpolar tales criterios a la situación de nuestro país, por provincias, se muestra en la Tabla I. [3]
- A las encuestas realizadas respondieron solo el 43 % de las posibles entidades empleadoras, las que estiman necesitar más de 400 Ingenieros Biomédicos en los próximos 5 años. Estos resultados se muestran en la Tabla II.

Tabla II

INSTITUCIÓN CIENTÍFICA	TOTAL
Ciudad de La Habana	
Instituto Central de Investigación Digital	80
Centro Nacional de Electromedicina	12
CEBIO- ISPJAE	30
Centro Prov Electromedicina	111
H.C. Q. Hermanos Ameijeiras	8
Instituto de Gastroenterología	2
Instituto de Nefrología	2
Instituto de Cardiología	2
Instituto de Neurología	1
Instituto de Medicina Tropical „P. Kourí"	2
Instituto de Angiología	1
Instituto de Oncología	3
Instituto de Endocrinología	1
Hospital „Carlos J. Finlay"	3
Hospital Ortopédico „Frank País"	9
Pinar del Río	
Centro Provincial Electromedicina	2
Matanzas	
Centro Provincial Electromedicina	16
La Habana	
Electromedicina MINSAP	7
Cienfuegos	
Centro Provincial Electromedicina	7
Villa Clara	
ICID	4
Centro Provincial Electromedicina	5
Santi Spiritus	
Centro Provincial Electromedicina	10
Camaguey	
Centro Provincial Electromedicina	14
Ciego de Avila	
Centro Provincial Electromedicina	7
Las Tunas	
ICID	4
Centro Provincial Electromedicina	17
Granma	
Centro Provincial Electromedicina	10
Holguín	
Centro Provincial Electromedicina	19
Santiago de Cuba	
Centro Provincial Electromedicina	9
Guantánamo	
Centro Provincial Electromedicina	7
TOTAL	**405**

Resultados

Del análisis realizado, se calcula para el sistema hospitalario una necesidad cercana a los 600 ingenieros biomédicos en los próximos años. Cantidades similares se han de requerir por la industria de equipos y sistemas médicos, la industria de fármacos y de productos biotecnológicos, los centros de investigación y las universidades. Por lo que podemos estimar que las universidades, como mínimo, deben completar una matrícula al más breve plazo, cercana a los 300 estudiantes en cursos regulares de pregrado, en Ingeniería Biomédica y mantener esta cifra de estudiantes sobre los 250 en los próximos diez años, garantizando un mínimo de unos 30-50 egresados cada año.

En el momento actual la Facultad de Ingeniería Eléctrica del ISPJAE, centro rector de los estudios de ingeniería en el país, ha abierto una opción en Ingeniería Biomédica dentro de la Carrera de Ingeniería Automática y abrirá a partir del 2005 la Carrera de Ingeniería Biomédica, a partir del Modelo del Especialista aprobado por las entidades empleadoras y el diseño definitivo que presente la Comisión Nacional de Carrera creada al efecto, presidida por el autor de este trabajo.

El Ingeniero Biomédico que formará nuestra universidad será un profesional multidisciplinario y de amplio perfil, con conocimientos básicos en Ingeniería, Ciencias Físicas, Biología Celular y Molecular, Ciencias de la Vida, Modelación Matemática e Informática, formado integralmente con capacidad para: investigar, desarrollar, aplicar, mantener, reparar y gestionar tecnologías biomédicas, a fin de:

- Integrarse a la Investigación Biomédica.
- Participar en el Diseño de Equipos Médicos por la Industria Nacional y en las tareas de Investigación Desarrollo de sus grupos afines.
- Soportar la explotación, mantenimiento, gestión, investigación-desarrollo e innovación de la Tecnología Biomédica instalada en nuestros Centros de Salud y en Centros de Investigación de Medicina Humana, Animal y Vegetal.
- Apoyar el desarrollo de la Bioinformática y sus soportes técnicos, (interfases, redes, programas, etc.) a fin de socializar los logros del Proyecto del Genoma Humano y de la Biología.

Para la propia Ingeniería Electrónica, prestar la máxima atención a la Ingeniería Biomédica significa prepararse para asimilar los cambios de tecnología que deben producirse en los nuevos dispositivos electrónicos en los próximos diez años: “La mayoría de los expertos creen que la tecnología del silicio alcanzará sus límites físicos y económicos aproximadamente en el 2012. Los planes y programas de estudio en la educación superior deben ser modificados para incluir estas tendencias.” [4] Para llevar a cabo el diseño del Plan de Estudio se ha constituido una Comisión Nacional de Carrera, donde participan 20 especialistas del más alto nivel en el quehacer de la especialidad en Cuba. Actualmente validan con los empleadores el Modelo del Especialista y su Sistema de Habilidades y consideran una propuesta preliminar de disciplinas que se presenta en la Tabla III.

Tabla III

I- BASICAS
Anatomía (Fisiología)
Biofísica
Química
Biología
Matemáticas
Física
Informática
Idioma extranjero (Inglés)
II- BÁSICAS ESPECÍFICAS
Circuitos Eléctricos
Electrónica
Electrónica Digital.
Mediciones Electrónicas
Procesamiento de Señales
Control de Procesos
III- ESPECIALIDAD
Instrumentación Biomédica
Equipos Médicos
Biomateriales
Imágenes médicas.
Laboratorio Clínico
Biotecnología
Ingeniería en Rehabilitación
Neuroingeniería
Ingeniería Clínica
Ingeniería Hospitalaria
Ingeniería Mecánica
Computación
IV- ÁREA DE FUNDAMENTACIÓN (Humanista, Social y Empresarial)
Filosofía de la Ciencia, la Tecnología y la Sociedad
Metodología de la Investigación Científica
Administración y Organización Empresarial
Formulación y Evaluación de Proyectos.
Ética Profesional
Economía, Contabilidad y Costos

En el posgrado se impone la actualización y formación de recursos de alto nivel a través de Cursos, Diplomados, Especialidades, Maestrías y Doctorados. Se estima una cifra cercana a los 500 profesionales actualmente relacionados con la especialidad, los cuales necesitan acceder a los estudios de posgrado. Es particularmente acuciante la necesidad de superación del personal de dirección, su situación actual limita el desarrollo perspectivo. La Especialidad de posgrado en Ingeniería Biomédica tiene como objetivo la formación de especialistas de alto nivel capaces de:

- Asimilar y aplicar las nuevas técnicas que se desarrollen en este campo a partir de una base teórica sólida.
- Desarrollar nuevos equipos y sistemas biomédicos, haciendo uso de los métodos modernos de diseño y empleando en ello los componentes más actuales.
- Desempeñar la gerencia del mantenimiento hospitalario.
- Dominar los principios de las normas de seguridad y las buenas prácticas de producción, según

se aplican al tratamiento de pacientes o a las instituciones hospitalarias.

- Aplicar la metodología científica en el desarrollo de su trabajo.
- Organizar adecuadamente las etapas de desarrollo de un proyecto, así como controlar su ejecución.

La estructura del Programa de Especialización en Ingeniería Biomédica, está diseñado para desarrollarse en tres semestres académicos de 16 semanas, con de 24 horas semanales divididas en 12 horas de actividades laborables, 8 horas de actividades académicas y 4 horas de actividades de investigación. El Programa tiene dos salidas, el Ingeniero Biomédico y el Ingeniero Clínico, a partir de dos grupos opcionales de asignaturas y trabajo de investigación, que conforman el perfil terminal, con un tronco común de 8 asignaturas. El diseño curricular, se presenta en la Tabla IV.

Tabla IV

Sem	Asignatura 1 (2 hrs/semana)	Asignatura 2 (2 hrs/semana)	Asignatura 3 (2 hrs/semana)	Asignatura 4 (2 hrs/semana)	Investigación (4 hrs/semana)
I	Biofísica Médica	Sensores Biomédicos	Electrónica Biomédica	Estadística y Teoría de Errores* Contabilidad, Administración y Costos**	Biomateriales* Temas Electrónica Digital Avanzada**
II	Instrumentos Médicos 2 créditos	Equipos Médicos para la Terapia 2 créditos	Electrónica Digital Avanzada* Ingeniería Hospitalaria** 2 créditos	Procesamiento de Bioseñales* Ingeniería de Mantenimiento** 2 créditos	Gestión Tecnológica* Procesamiento de Bioseñales** 3 créditos
III	Equipos de Laboratorio 2 créditos	Equipos de Imágenes 2 créditos	Informática Médica 2 créditos	Diseño de Equipos Médicos* Ingeniería Clínica** 2 créditos	Trabajo Científico (Seminarios) 4 créditos
Práctica Laboral (12 horas/semana) 35 créditos (incluye proyecto)					
Estudio Individual (20 horas/semana)					

Se han identificado como unidades empleadoras para el Ingeniero Biomédico las siguientes:

- Salud Pública (Unidades Asistenciales, Red de Electromedicina, Centros de Investigación).
- Fuerzas Armadas y Ministerio del Interior. (Hospitales)
- Polos Científicos.
- Informática y Comunicaciones (Industria Equipos Médicos).
- Industria Básica (Industria Farmacéutica).
- Educación Superior
- Ciencia Tecnología y Medio Ambiente
- Medicina Deportiva

Discusión

Cuba es un país de tan solo 11 millones de habitantes, donde los egresados universitarios, además del titulo reciben una ubicación laboral, lo cual obliga a un diseño cuidadoso de los planes de estudio. Esta es la razón principal, entre otras también importantes, para preferir carreras de amplio perfil. No es la situación de países de gran población y amplio mercado laboral, en los cuales los programas de estudio de Ingeniería Biomédica tienen mayor nivel de especialización y no abarcan un perfil tan amplio como el que aquí se ha planteado. Tambien queda claro, a partir de las necesidades de la industria los centros de investigación y los servicios, que el país necesita una carrera de Ingeniería Biomédica y dada la demanda no puede esperar a obtener estos recursos por la vía del posgrado a partir de otros profesionales, ni por su cantidad enviarlos a prepararse al extranjero, donde además pierde, como todos los países de nuestra región, un buen número de los que envía a causa de ofertas laborales más atractivas del mundo desarrollado.

Por otra parte en esta era de unión de las ciencias, las llamadas ciencias interfaciales reclaman importantes espacios, desconocer el imperativo de la época, cuando de ciencia se trata, es quedar a la zaga del desarrollo. La Ingeniería Biomédica es una actividad de carácter multidisciplinario que ha madurado, donde la ciencia y la técnica están al nivel de su época. Como conocimiento científico ha dado suficientes pruebas de su solidez y eficacia y se presenta llena de promesas en el siglo XXI. Los resultados científicos relacionados con el Proyecto del Genoma Humano, el nivel alcanzado por Cuba, en su sistema de salud, en la biotecnología, la ingeniería genética, las neurociencias, la industria farmacéutica y de equipos médicos, fundamentan el desarrollo de la Ingeniería Biomédica en el país, cuyos retos principales son:

- Garantizar la formación de recursos humanos en Ingeniería Biomédica para aprovechar las oportunidades que se presentan al país como productor y exportador de Tecnologías Biomédicas.
- Potenciar los recursos humanos y materiales dentro del Sistema Sanitario, Universidades, Centros de Investigación e Industria a fin de aprovechar las oportunidades que se abren al modelo cubano en ciencia e innovación tecnológica.
- Perfeccionar el modelo de atención de salud cubano a fin de socializar los logros del Proyecto del Genoma Humano, a partir de sus condiciones excepcionalmente ventajosas.
- Intercambio de experiencias, o apoyo a otros países en desarrollo, en Ingeniería Biomédica, complementando la asistencia de nuestros colaboradores médicos.

Referencias

[1]- PALLÁS, R. "La formación en ingeniería biomédica". Mundo Electrónico, junio 1988, no. 185, pp 51-57.

[2]- THE WHITAKER FOUNDATION, www.whitaker.org

[3]- INFOMED, El Portal de Salud de Cuba, www.infomed.sld.cu

[4]- IFMBE. “Bioengineering: The Future of Biology and Medicine NIH Symposium”. IFMBE News. July 1998, no. 31, pp 1-7.

ALGORITHMS TO CALCULATE THE AQD DISTRIBUTION WITH EXPONENTIAL KERNEL FOR ULTRASONIC DOPPLER BLOOD FLOW MEASUREMENT

E. Rubio*, F. García-Nocetti*, J. Solano*, A. Cuéllar*

*DISCA-IIMAS-UNAM, México

e-mail: ernesto@uxdea4.iimas.unam.mx

Abstract: One of the main goals in ultrasonic Doppler blood flow assessment is the estimation of the mean speed. The aim of this work is focused in the Carotid artery blood flow signals. The Doppler signal's pseudo-instantaneous mean frequency (PIMF) can be used to estimate the mean speed. Time frequency distributions (TFD) can be used to calculate the PIMF, which is the centroid of each TFD's time trace. The problem consists on the huge amount of operations involved in the TFD calculation. In this work, expressions that calculate efficiently the discrete Adaptive Q-Constant Distribution (AQD) with a Gaussian exponential kernel are proposed. It is proposed reducing the computational complexity from $O(N^3)$ to at least $O(N^2)$.

***Keywords*: Adaptive Q-Constant Distribution, Time Frequency Distribution, Doppler Flow Measurement, Signal Analysis.**

Introduction

Previously, the TFD Cohen class [1], such as Wigner Ville, Choi Williams, Bessel and Born Jordan distributions, has been used to calculate the signal's PIMF. Such studies have revealed that an efficient algorithm that calculates the Wigner Ville distribution, at $t=0$, is $O(N\log N)$. Also, efficient algorithms that calculate the other cited distributions are $O(N^2)$. This increment on the algorithmic complexity is compensated by the increase in spectral estimation accuracy, especially in the presence of noise. An alternative to further improve the precision of the spectral estimations is the use of the adaptive Q-constant TFD class (AQD). The AQD methods present advantages when compared with the methods of the Cohen class since their kernels incorporate spectral information about the signal. Specifically, the AQD with Gaussian exponential kernel is investigated.

Continuous Adaptive Q-Constant Distribution

The continuous adaptive Q-constant time-frequency distribution (AQD), with kernel $\phi(\theta,\tau)$, is defined by [2]:

$$S_x^{AQD}(t,f)=\frac{f}{f_r}\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty}\psi^*\left(\frac{f}{f_r}(t-\mu),\frac{f}{f_r}\tau\right) \bullet x(\mu+\tfrac{1}{2}\tau)x^*(\mu-\tfrac{1}{2}\tau)e^{-j2\pi f\tau\frac{\lambda_x(\mu)}{\lambda_x(t)}}d\mu d\tau \quad (1)$$

where $\psi(t,\tau)$ is the Fourier transform of the kernel, f_r is a reference frequency and $\lambda_x(t)$ is the instantaneous frequency of the analysed analytic signal $x(t)$. Consequently, this distribution is signal adaptive. As usual, t and f are the time and frequency variables, respectively. The kernel defines the specific properties about the time-frequency representation of the analysed signal.

Pseudo AQD Distribution

The pseudo AQD distribution is defined by:

$$PS_x^{AQD}(t,f)=\frac{f}{f_r}\int_{-T_W}^{T_W}W\left(\frac{\tau}{2}\right)W^*\left(-\frac{\tau}{2}\right)\int_{-\infty}^{\infty}\psi^*\left(\frac{f}{f_r}(t-\mu),\frac{f}{f_r}\tau\right) \bullet x(\mu+\tfrac{1}{2}\tau)x^*(\mu-\tfrac{1}{2}\tau)e^{-j2\pi f\tau\frac{\lambda_x(\mu)}{\lambda_x(t)}}d\mu d\tau \quad (2)$$

where $W(t)$ is a sampling window which satisfies the following conditions: $W(0)=1$; and, $W(t)=0$ for $|t|>\frac{1}{2}T_W$.

Discrete AQD Distribution

The discrete AQD distribution is a discrete version of (2). That is:

$$DS_x^{AQD}(n,k)=2\frac{k}{r}\sum_{\tau=-N+1}^{N-1}W(\tau)W^*(-\tau)\sum_{\mu=-M}^{M}\psi^*\left(-\frac{k\mu}{r},\frac{2k\tau}{r}\right) \bullet x(\mu+n+\tau)x^*(\mu+n-\tau)e^{-j\frac{2\pi k\tau}{N}\frac{\lambda_x(\mu+n)}{\lambda_x(n)}} \quad (3)$$

where $r=1$ is a reference frequency and $x(n)$ is a discrete analytic signal of length $L=2N-1$, whose

elements are enumerated by $n=-N+1,\ldots,N-1$; $W(n)$ varies for the same n values. As usual, n and $k=0,\ldots,N-1$ are the discrete time and frequency variables, respectively.

Gaussian Exponential Kernel

The Gaussian exponential kernel is defined by:

$$\phi(t,f)=\frac{1}{T\Omega}e^{-\frac{t^2}{2T^2}-\frac{(2\pi f)^2}{2\Omega^2}} \tag{4}$$

where $T>0$ and $\Omega>0$ are scaling parameters, whose product constitutes the Q factor. Their values produce a time-frequency smoothing in the analysed signal. Therefore, they establish the variance of the spectral estimations.

Discrete AQD Distribution with Gaussian Exponential Kernel

Incorporating (4) in (3) conveniently and evaluating at $n=0$, the following expression is obtained:

$$DS_x^{AQD}(0,k)=\sqrt{\frac{2}{\pi}}\frac{k}{\mathrm{T}}\sum_{\tau=-\mathrm{N}+1}^{\mathrm{N}-1}W(\tau)W^*(-\tau)e^{-2\Omega^2k^2\tau^2} \tag{5}$$
$$\sum_{\mu=-N+1+|\tau|}^{N-1-|\tau|}e^{\frac{-k^2\mu^2}{2T^2}}x(\mu+\tau)x^*(\mu-\tau)e^{\frac{-j2\pi k\tau}{N}\left(\frac{\lambda_x(\mu)}{\lambda_x(0)}\right)}$$

The computational complexity of (5) to evaluate each k is $O(N^2)$. The whole calculation is $O(N^3)$. Also, it is not possible to use an FFT-like algorithm due to both the Gaussian exponential factors depending on k and the complex exponential factor depending on λ.

Algebraic simplification of the discrete AQD

The following algebraic simplification with respect to τ is applied to (5) [3]. Firstly:

$$\sum_{\tau=-N+1}^{N-1}f(\tau)=\sum_{\tau=0}^{N-1}f(\tau)+\left[\sum_{\tau=0}^{N-1}f^*(-\tau)\right]^*-f(0)$$

Then, it is shown that:

$$f(\tau)=f^*(-\tau)$$

Finally:

$$\sum_{\tau=-N+1}^{N-1}f(\tau)=2\mathrm{Real}\left[\sum_{\tau=0}^{N-1}f(\tau)\right]-f(0)$$

where the $\mathrm{Real}[\bullet]$ operator means the real part of a complex number. The resulting expression is:

$$DS_x^{AQD}(0,k)=\sqrt{\frac{8}{\pi}}\frac{k}{\mathrm{T}}\mathrm{Real}\left[\sum_{\tau=0}^{\mathrm{N}-1}W(\tau)W^*(-\tau)e^{-2\Omega^2k^2\tau^2}\right.$$
$$\left.\bullet\sum_{\mu=-N+1+|\tau|}^{N-1-|\tau|}e^{\frac{-k^2\mu^2}{2T^2}}x(\mu+\tau)x^*(\mu-\tau)e^{\frac{-j2\pi k\tau}{N}\left(\frac{\lambda_x(\mu)}{\lambda_x(0)}\right)}\right]$$

$$-\sqrt{\frac{2}{\pi}}\frac{k}{\mathrm{T}}\sum_{\mu=-N+1}^{N-1}e^{\frac{-k^2\mu^2}{2T^2}}x(\mu)x^*(\mu) \tag{6}$$

Although the computational complexity of (6) to evaluate each k is $O(N^2)$, the required amount of complex sums and products is just the half than that in (5). The whole calculation is also $O(N^3)$.

Optimum parameters T and Ω

The optimum parameters are those that minimise the RMS error in the spectral estimations [4]. The spectral estimations considered are the pseudo instantaneous mean frequency (*PIMF*) and the *RMS* mean bandwidth (MB_{RMS}). The analysed signal is a simulated ultrasonic Doppler one that models the Carotid artery blood flow mean speed.

In order to obtain the optimum parameters, a RMS error function for each one of the considered spectral estimations must be constructed. Those functions depend on both the parameter values and the sampling window length L. The explored domains are $0<T<1$ and $0<\Omega<1$. The procedure is the following.

Each one of the consecutive sampling windows of length L with maximum overlapping $(L-1)$ is analysed. First, its discrete AQD evaluated at the centre of the sampling window $(n=0)$ is calculated; second, its pseudo instantaneous power distribution (*PIPD*); and third, its *PIMF* and $\mathrm{MB_{RMS}}$. Finally, the obtained values of the spectral estimations are compared with their theoretical values.

Figures 1 and 2 show the corresponding *RMS* error functions for the estimation of *PIMF* and $\mathrm{MB_{RMS}}$ respectively, with a sampling window length of $L=63$.

The optimum parameters are $T=0.1$ and $\Omega=0.001$ in both cases.

Simulated ultrasonic Doppler signal:

The simulated ultrasonic Doppler signal models the Carotid artery blood flow mean speed. It is known that the *PIMF* is proportional to the mean speed. The sampling frequency is 25.5[kHz]. The detailed procedure to construct the signal can be found in [4] and [5].

Spectral estimations:

The pseudo instantaneous mean frequency (*PIMF*) for an analytic signal is defined by:

$$PIMF(m)=\frac{\sum_{k=0}^{N/2-1}k\bullet PIPD(0,k)}{\sum_{k=0}^{N/2-1}PIPD(0,k)} \tag{7}$$

where the pseudo instantaneous power distribution (*PIPD*) is given by:

$$PIPD(0,k)=\begin{cases}DS_x^{AQD}(0,k) & DS_x^{AQD}(0,k)\geq 0\\ 0 & DS_x^{AQD}(0,k)<0\end{cases} \tag{8}$$

for any k. On the other hand, the RMS mean bandwidth (MB_{RMS}) for an analytic signal is calculated by:

$$MB_{RMS}(m)=\sqrt{\frac{\sum_{k=0}^{N/2-1}\left(k-PIMF(m)\right)^2 \bullet PIPD(0,k)}{\sum_{k=0}^{N/2-1}PIPD(0,k)}} \tag{9}$$

Note that the m index corresponds to the mth sampling window.

RMS error:

For a set of estimated values, the error of each element is:

$$error_i = estimated_i - theoretical_i \tag{10}$$

and the *RMS error* of the whole set is:

$$error_{RMS}=\sqrt{\left(\overline{error_i}\right)^2+\left(\sigma_{error_i}\right)^2} \tag{11}$$

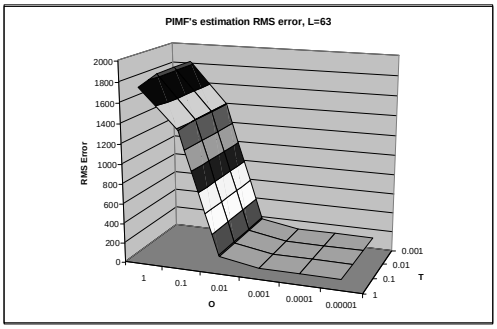


Figure 1: RMS error function of the *PIMF* estimation with a sampling window length of $L=63$.

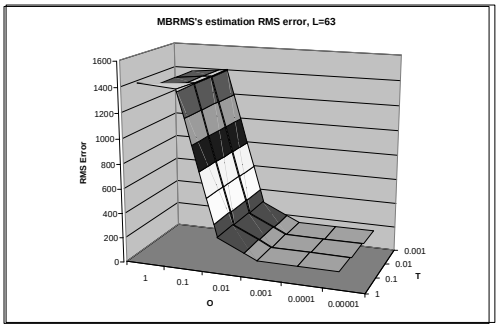


Figure 2: RMS error function of the MB_{RMS} estimation with a sampling window length of $L=63$.

Index optimisation of the discrete AQD

The real exponential terms of the Gaussian kernel AQD decrease asymptotically. Consequently, the elimination of the products that involve factors tending to zero in (6) is proposed. Specifically, if $\exp\left(-0.5k^2\mu^2/T^2\right)$ or $\exp\left(-2\Omega^2k^2\tau^2\right)$ are less than a threshold, then the corresponding values of the summation index μ or τ, respectively, are discarded.

The discrete AQD with optimised indices is given by the following expression:

$$\begin{aligned} DS_x^{AQD}(0,k)=&\sqrt{\frac{8}{\pi}}\frac{k}{\mathrm{T}}\,\mathrm{Real}\left[\sum_{\tau=0}^{\tau_{opt}(k)}W(\tau)W^*(-\tau)e^{-2\Omega^2k^2\tau^2}\right.\\ &\left.\bullet\sum_{\mu=-\mu_{pot}(k)}^{\mu_{pot}(k)}e^{\frac{-k^2\mu^2}{2T^2}}x(\mu+\tau)x^*(\mu-\tau)e^{\frac{-j2\pi k\tau}{N}\left(\frac{\lambda_x(\mu)}{\lambda_x(0)}\right)}\right]\\ &-\sqrt{\frac{2}{\pi}}\frac{k}{\mathrm{T}}\sum_{\mu=-\mu_{pot}(k)}^{\mu_{pot}(k)}e^{\frac{-k^2\mu^2}{2T^2}}x(\mu)x^*(\mu) \end{aligned} \tag{12}$$

where:

$$\tau_{opt}(k)=\max\left\{0\le\tau\le N-1\,\middle|\,e^{-2\Omega^2k^2\tau^2}\ge\mathrm{tol}\right\} \tag{13}$$

$$\mu_{opt}(k)=\min\left\{N-1-\tau,\mu_{\max}(k)\right\} \tag{14}$$

$$\mu_{\max}(k)=\max\left\{0\le\mu\le N-1\,\middle|\,e^{\frac{-k^2\mu^2}{2T^2}}\ge\mathrm{tol}\right\} \tag{15}$$

and tol is the threshold.

Figure 3 shows the plot of the real Gaussian exponential factor (15) with the optimum parameters $T=0.1$ and $\Omega=0.001$. Note that each one of the traces of $\exp\left(-0.5k^2\mu^2/T^2\right)$ for $k=1,\ldots,N-1$ becomes a discrete impulse $\delta(\mu)$, when the exponential values less that the threshold are set to zero. The considered threshold is $tol=0.00001$. Also, note that $DS_x^{AQD}(0,k=0)=0$.

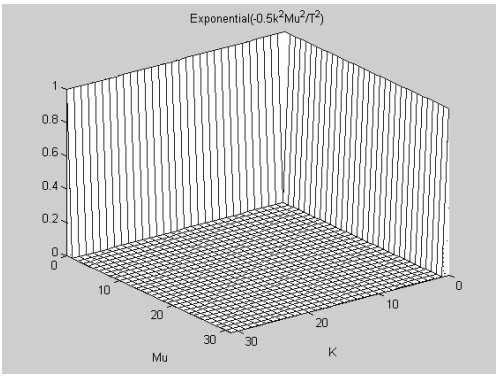


Figure 3: Graphic of the real Gaussian exponential factor $\exp\left(-0.5k^2\mu^2/T^2\right)$ with $T=0.1$ and $L=63$.

Full simplification of the discrete AQD

As mentioned before, each one of the traces of $\exp\left(-0.5k^2\mu^2/T^2\right)$ for $k=1,\ldots,N-1$ and $T=0.1$ becomes a discrete impulse $\delta(\mu)$, when the exponential values less that the threshold $(tol=0.00001)$ are set to zero. Consequently, if it is considered that:

$$e^{\frac{-k^2\mu^2}{2T^2}}\rightarrow\delta(\mu)$$

$$\sum_{\mu=-M}^{M} f(\mu)\delta(\mu) = f(0)$$

then the following simplification of the discrete AQD (12) is proposed:

$$DS_x^{AQD}(0,k) = \sqrt{\frac{8}{\pi}}\frac{k}{\mathrm{T}}\mathrm{Real}\left[\sum_{\tau=0}^{\tau_{op}(k)} W(\tau)W^*(-\tau) \bullet e^{-2\Omega^2k^2\tau^2}x(\tau)x^*(-\tau)e^{\frac{-j2\pi k\tau}{N}}\right] - \sqrt{\frac{2}{\pi}}\frac{k}{\mathrm{T}}x(0)x^*(0) \quad (16)$$

with (13). The computational complexity of (16) to evaluate each k is $O(N)$. The whole calculation is $O(N^2)$. Note that (16) is a very closely approximation of (12), but only when $T \le 0.1$. As mentioned before, it is not possible to use an FFT-like algorithm due to the Gaussian exponential factor depending on k.

An FFT-like algorithm

The computation of (16) using an FFT-like algorithm can be obtained by substituting the Taylor series of the Gaussian exponential factor depending on k. That is:

$$e^{-2\Omega^2\tau^2k^2} = 1 + \sum_{m=1}^{\infty}\frac{(-2)^m(\Omega\tau k)^{2m}}{m!} \quad (17)$$

Then, the following FFT-like algorithm of the simplified discrete AQD (16) is proposed:

$$DS_x^{AQD}(0,k) = \sqrt{\frac{8}{\pi}}\frac{k}{\mathrm{T}}\mathrm{Real}\left[\sum_{\tau=0}^{N-1} W(\tau)W^*(-\tau)x(\tau)x^*(-\tau)e^{\frac{-j2\pi k\tau}{N}}\right] + \sqrt{\frac{8}{\pi}}\frac{k}{\mathrm{T}}\sum_{m=1}^{\alpha}\frac{(-2)^m(\Omega k)^{2m}}{m!} \bullet \mathrm{Real}\left[\sum_{\tau=0}^{N-1}\tau^{2m}W(\tau)W^*(-\tau)x(\tau)x^*(-\tau)e^{\frac{-j2\pi k\tau}{N}}\right] - \sqrt{\frac{2}{\pi}}\frac{k}{\mathrm{T}}x(0)x^*(0) \quad (18)$$

where α is an index truncation of the Taylor series depending on the required approximation to (16).

Note that the summations respect to τ have the form $\sum_{\tau=0}^{N-1} Z(\tau)\exp(-j2\pi k\tau/N)$, which is suitable to use FFT-like algorithms. The whole computational complexity of (18) is between $O(N\log N)$ and $O(N^2)$.

Conclusions

In this work, two expressions that calculate efficiently the discrete AQD time frequency distribution with a Gaussian exponential kernel has been proposed. Those are the expressions (16) and (18); the last one use an FFT-like algorithm but the first one does not. Note that their validity is restricted to T parameter values such that $T \le 0.1$.

The algorithm that estimates the whole discrete AQD by its definition (5) has an $O(N^3)$ computational complexity, i.e., the number of involved operations is proportional to N^3. While the algorithms (16) and (18) that estimate the proposed simplified expressions are $O(N^2)$ and between $O(N\log N)$ and $O(N^2)$, respectively.

In order to achieve the proposed efficient expressions, two types of simplifications are used. The first one is an algebraic simplification (6). The second one takes into account that the real Gaussian exponential terms of the discrete AQD decrease asymptotically. Consequently, the elimination of the products that involve factors tending to zero is proposed (12). Of course, this simplification considers the optimum parameters $T = 0.1$ and $\Omega = 0.001$ of the AQD. An optimum parameter minimises the RMS error in the spectral estimations (PIMF and MB_{RMS}) and it depends on the analysed signal. The last one is a simulated ultrasonic Doppler signal that models the Carotid artery blood flow mean speed.

All the results are presented for a sampling window length of $L = 63$, but they also applied to $L = 127$ and $L = 255$, indeed, in a more conveniently fashion.

Finally, the proposed expression (18) can be computed using FFT-like algorithms by the introduction of the Taylor series of the Gaussian exponential factor depending of k in (16).

References

[1] Cohen L., "Time-Frequency Distributions-A Review". Proceedings of the IEEE, 77(7):941-981, July 1989.

[2] Forsberg F., Oung H., Needleman L., "Doppler Spectral Estimation Using Time-Frequency Distributions", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 46(3):595-608, May 1999.

[3] Boashash B., Black P., "An Efficient Real-Time Implementation of the Wigner-Ville Distribution". IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, ASSP-35(11):1611-1618, November 1987.

[4] Cardoso J., Ruano G., Fish P., "Nonstationary Broadening Reduction in Pulsed Doppler Spectrum Measurements Using Time-Frequency Estimators". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 43(12):1176-1186, December 1996.

[5] Jensen J. A., "Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound. A Signal Approach", Ed. Cambridge University Press, Great Britain. 1996.

SISTEMA ESPECIALISTA DE AUXÍLIO À DETECÇÃO DO CÂNCER DE PRÓSTATA

M. A. Pereira*, M. B. Schaefer**, J. L. B. Marques*

* Instituto de Engenharia Biomédica, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis - SC, Brasil
** Clínica SONITEC, Florianópolis - SC, Brasil

e-mails: aurelio@ieb.ufsc.br, marcelaschaefer@uol.com.br, jmarques@ieb.ufsc.br

Abstract: This paper presents the development of an expert system in urological area to support the detection of prostate cancer. The prostate cancer is one of the most common cancers among men and the second most frequent death cause by cancer in men. Due to the long period to be diagnosed the presence of the cancer still in precocious stage, phase that there is still treatment for the cure of the disease, the prevention through precocious diagnosis of the disease in the localized form is a strategy that can bring better results. The developed expert system supports the doctor in the detection of the tendency of the disease, mainly in cases in that there is suspicion of prostate cancer.
***Palavras Chave*: sistema especialista, câncer, próstata, detecção.**

Introdução

A próstata é um órgão exclusivo do sexo masculino. Está localizada abaixo da bexiga, na frente do reto (Figura 1). No homem adulto, a próstata tem o tamanho aproximado de uma nós, pesando cerca de 20 gramas. Ela envolve a uretra, canal que conduz para fora a urina que se acumula na bexiga [7].

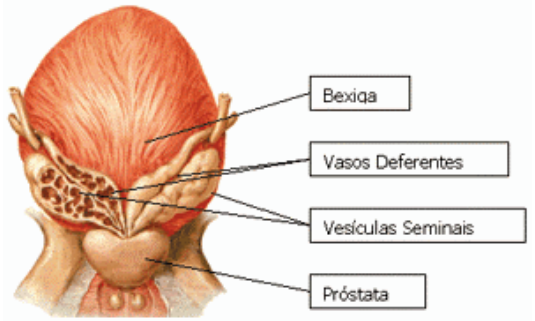


Figura 1: Localização anatômica da próstata, vasos deferentes, vesículas seminais e a bexiga.

Sua principal função é primariamente secretora, ou seja, ela produz fluido alcalino que abrange aproximadamente 70% do volume seminal. A glândula é um canal para o sêmen passar, e ela previne ejaculação retrógrada através do fechamento da uretra na base da bexiga, durante o clímax sexual. [3].

Das doenças que acometem a próstata, as alterações benignas representam a maioria, compreendendo as neoplasias, os processos inflamatórios, os cistos (congênitos e adquiridos), os cálculos etc. A neoplasia benigna mais comum da próstata é a hiperplasia nodular, hipertrofia prostática benigna ou simplesmente hiperplasia prostática benigna (HPB) [2,6,3].

O câncer de próstata é um dos mais comuns entre os homens e a segunda mais freqüente causa de morte por câncer em homens [9]. Esta doença, na maioria das vezes, não tem sintomas em seu estágio inicial, estágio no qual pode levar até dez anos antes da doença se tornar um risco de vida sem tratamento. Contudo, alguns cânceres de próstata podem crescer e se espalhar rapidamente [10].

O câncer de próstata, quando avança, pode se disseminar pelo corpo, vindo a atingir outros órgãos, e, principalmente, os ossos. Estudos mostram que o câncer de próstata pode ser detectado confinado ao órgão em 90-93% [8], e é com esse objetivo que os métodos e recursos para o diagnóstico precoce devem ser utilizados.

O Sistema Especialista

O sistema especialista desenvolvido possui uma máquina de inferência baseada na máquina de inferência do sistema Expert SINTA [4]. No entanto, ao contrário do Expert SINTA, este sistema especialista não trabalha com graus de confiança dados pelo usuário, pelas seguintes razões:

- Os dados a serem processados não provêem de perguntas feitas ao usuário, mas sim, de uma base de dados coletados ao longo do tempo com base em dados de laboratório e/ou avaliações do médico.
- O médico não trabalha com graus de confiança em suas avaliações. Pegaremos o caso do exame de toque retal. Neste exame, o médico avalia se a próstata do paciente está normal ou anormal. Não existe 50% de grau de certeza, ou qualquer outro valor abaixo de 100%, para um resultado normal.
- O sistema possui estratificações para os casos em que há necessidade de uma definição melhor do risco do paciente. Voltando ao caso do exame de toque retal, em caso do resultado ser anormal, o médico possui opções para

definir com maiores detalhes esta anormalidade.

Além de não trabalhar com graus de confiança pelas razões apresentadas, o sistema especialista foi otimizado, com o objetivo de melhorar a performance do processamento. Esta otimização o torna exclusivo ao sistema no qual está incorporado, ou seja, ele não poderá ser aproveitado para o desenvolvimento de outros sistemas especialistas.

Arquitetura e Funcionamento do Sistema Especialista

O sistema especialista foi desenvolvido utilizando-se a tecnologia Enterprise JavaBeans (EJB) [1], sendo ele um Session Bean, o que lhe dá as características de objeto distribuído, comunicação com o banco de dados com suporte à transação, recurso requisitado para o processamento especialista, na qual utiliza comunicação com banco de dados. O seu funcionamento, desde a inicialização até o processamento final, ocorre da seguinte maneira:

- o objeto possui uma série de constantes; variáveis globais, que uma vez inicializadas para este objeto, funcionam como constantes; e variáveis globais de conteúdo temporário. Para simplificação, estas estruturas serão chamadas de *estruturas de auxílio ao processamento*. Quando o sistema especialista é inicializado, partes destas estruturas são também inicializadas (Figura 2).
- Junto com parte das estruturas de auxílio ao processamento, as pilhas de probabilidades também são inicializadas sem nenhum valor. Estas pilhas de probabilidades são utilizadas para o cálculo de chances das doenças prostáticas, de acordo com o valor cadastrado no banco de dados, e que exclui o câncer de próstata. Estas doenças, sem se considerar o câncer, são consideradas na avaliação devido ao fato de que, em alguns casos, elas podem dar "alarme falso" de câncer.
- Uma vez inicializado o sistema especialista, sua única função, chamada de *execute*, e que possui alguns parâmetros para que possa ser acionada, encontra-se disponível para poder ser executada. Quando esta função é acionada, é então completado o processo de inicialização das estruturas de auxílio ao processamento, pois algumas dessas estruturas dependem de dados do banco de dados que são selecionados de acordo com a necessidade do sistema para o paciente em questão.
- Após a inicialização completa das estruturas de auxílio ao processamento e das pilhas de probabilidades com a execução da função *execute*, uma rotina principal, chamada de *controlador principal*, organiza o processamento especialista através da interação com as diversas funções, estruturas de auxílio ao processamento e das pilhas de probabilidades, e é responsável pela geração do relatório de resposta ao usuário.
- Parte do controlador principal é responsável por organizar as regras a serem aplicadas, e que chamaremos aqui de *controlador de regras*. O controlador de regras aplica as regras através das funções que as contém de forma seqüencial e em ordem fixada. Em cada função aplicada, o valor de retorno da função é alocado na pilha de probabilidades da doença em questão. As regras contidas em uma função estão relacionadas umas com as outras. Um exemplo dessa relação de regras é o resultado do exame de PSA total e do toque retal, já que as estatísticas variam de acordo com a combinação de seus resultados. Devido a isto, estas funções são chamadas de *funções de armazenamento de regras relacionadas*. Algumas dessas funções são aplicadas a todas as doenças, sendo que a diferenciação está no parâmetro a ser passado, para especificar qual a doença a ser considerada. As demais funções são especializadas a uma única doença, sendo que a doença com o maior número de funções especializadas é, logicamente, o câncer de próstata.
- Uma vez aplicadas todas as regras, o controlador principal passa a função de processamento de probabilidades às pilhas de probabilidades de cada doença.
- A função de processamento de probabilidade recebe como parâmetro uma pilha de valores probabilísticos, e calcula a probabilidade total proveniente desses valores através da fórmula de probabilidade de união de eventos, ou também chamada de fórmula OU. Esta função consiste em colocar no topo da pilha o resultado da aplicação da fórmula OU de dois valores que estavam no topo da pilha, e repetir este processo até a pilha conter apenas um valor, que é o resultado final.

A função de probabilidade de união de eventos, ou função OU, é a função utilizada para dar o resultado final do processamento especialista pelo sistema Expert SINTA [4], na qual a fórmula é [5]: $P(A \cup B) = P(A) + P(B) - P(A \cap B)$, sendo $P(A \cap B) = P(A) * P(B)$, temos que $P(A \cup B) = P(A) + P(B) - (P(A) * P(B))$.

A utilização apenas da função OU para o cálculo do resultado final de probabilidade de cada doença é porque cada valor da pilha é o resultado de uma função que consiste em um evento distinto dos demais, como, por exemplo, a função que retorna a probabilidade de câncer pela cor da pele do paciente. No entanto, cada valor retornado por cada função de armazenamento de regras relacionadas faz parte de um único espaço amostral. Este espaço amostral é representado pela pilha de probabilidades de cada doença.

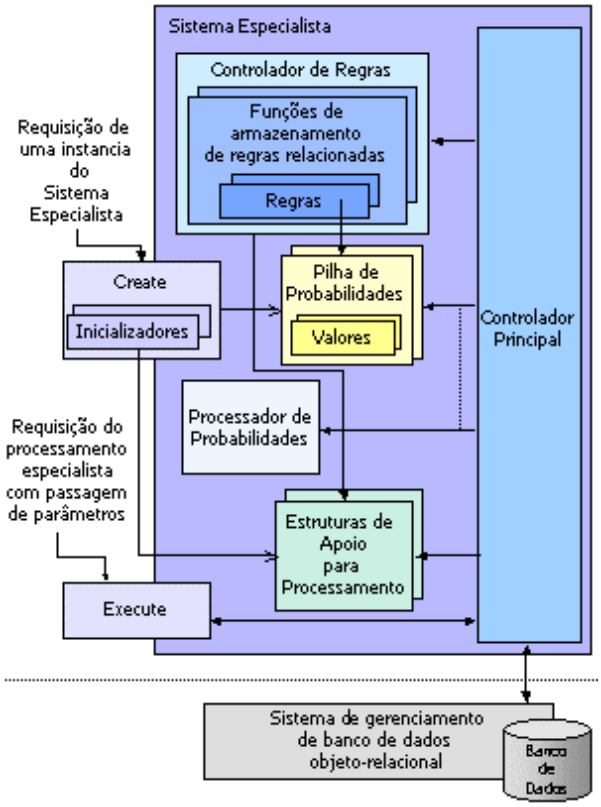


Figura 2: Arquitetura esquemática do sistema especialista.

Após o processamento especialista, o sistema gera o relatório final que será apresentado ao médico (Figura 3).

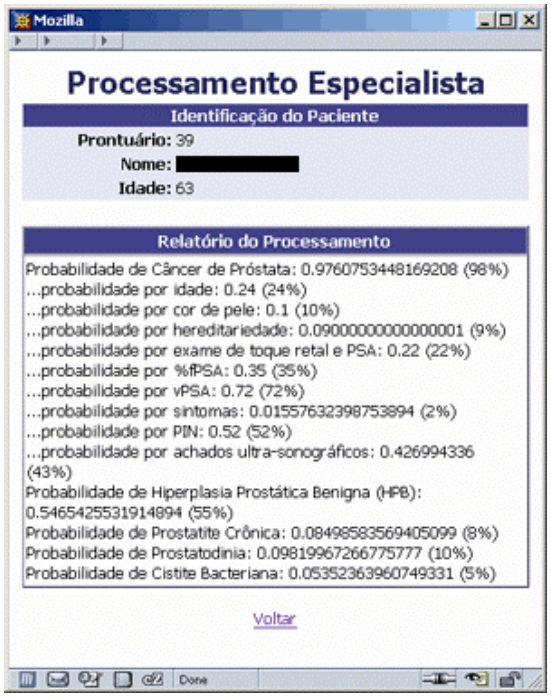


Figura 3: Relatório de resultado do processamento especialista apresentado em interface Web.

Regras do Sistema Especialista

As regras do sistema especialista são aplicadas ao câncer de próstata e às doenças que dificultam o médico para a avaliação de câncer, que são: Hiperplasia Prostática Benigna (HPB), Prostatite Crônica, Prostatodinia, e Cistite Bacteriana. Para estas três últimas, a única função de armazenamento de regras relacionadas a ser aplicada é a por sintomas. Nesta função, o valor da probabilidade para a doença requisitada é calculado pela razão da soma dos graus de riscos da doença pelos sintomas do paciente pela soma dos graus de riscos de todos os sintomas da doença.

Para otimizar o processamento e simplificar a implementação, ou seja, eliminando a necessidade de declaração de centenas de regras, o sistema utiliza o banco de dados para armazenar os dados que serão utilizados como comparação para a aplicação de regras, permitindo, além de um código muito mais enxuto quando comparado com sistemas que declaram diretamente suas regras ao sistema, também um sistema especialista adaptável, ou seja, a atualização ou a adição de dados de comparação pode ser facilmente aplicada ao sistema, sem interrupção do serviço ao usuário. Tais dados de comparação são, por exemplo, os sintomas característicos das doenças, os valores limites de determinados exames, e outros. Estes dados de comparação para a aplicação das regras são armazenados, algumas vezes de acordo com o perfil do paciente, nas estruturas de auxílio ao processamento, para diminuir ao máximo o número de acesso ao banco de dados. Caso contrário, o acesso constante ao banco de dados comprometeria consideravelmente o desempenho do processamento especialista. No entanto, esta otimização e a diminuição do código implicam em uma complexidade maior quando comparada com as simples estruturas de comparação, já que isto agora é realizado por meio de pequenas rotinas especializadas e listas de dados.

O sistema possui um conjunto de funções de regras para a probabilidade de câncer de próstata, no qual cada função pode conter uma ou mais regras, como já mencionado. Para a detecção de presença de câncer de próstata, o sistema especialista possui as seguintes funções:

- Função de probabilidade de câncer por idade;
- Função de probabilidade de câncer por cor da pele;
- Função de probabilidade de câncer por hereditariedade;
- Função de probabilidade de câncer por EDR e PSA Total;
- Função de probabilidade de câncer por percentual de PSA Livre;
- Função de probabilidade de câncer por velocidade do PSA Total;
- Função de probabilidade de câncer pela densidade do PSA Total;

- Função de probabilidade de câncer por sintomas;
- Função de probabilidade de câncer por PIN;
- Função de probabilidade de câncer por ASAP;
- Função de probabilidade de câncer por achados Ultra-sonográficos;
- Função de probabilidade de câncer por resultado de Biópsia;

Pacientes e Métodos

Foram avaliados quarenta e um casos clínicos de homens brancos, assintomáticos, e com idade variando de 45 a 79 anos:

- média de 64,7 anos;
- variância de 86,7 anos;
- desvio padrão de 9,31 anos.

Todos estes pacientes foram submetidos ao exame de ultra-sonografia transretal da próstata e exame de biópsia, além dos exames de PSA e exame digital retal:

- Dezessete pacientes (41,5%) tem o câncer localizado clinicamente, com Soma de Gleason variando de 6 a 9.
  - Para um paciente foram necessárias três biópsias para a confirmação de presença de câncer;
  - Para oito pacientes foram necessárias duas biópsias para a confirmação de presença de câncer;
  - E para oito pacientes apenas uma biópsia foi necessária para a confirmação de presença de câncer.
- Vinte e dois pacientes (53,5%) foram considerados sem câncer, mas alguns estão ainda sob observação:
  - um paciente possui PIN de alto grau (duas biópsias);
  - um paciente possui ASAP, detectado em biópsia prévia (duas biópsias);
  - onze pacientes realizaram apenas uma biópsia, nove realizaram duas, e dois realizaram quatro.
- Dois pacientes (5%) estão sob suspeita pela biópsia.

Todos os quarenta e um pacientes foram cadastrados no sistema, e o resultado do sistema especialista para cada paciente foi comparado com o resultado da última biópsia de cada um deles. Os dois pacientes com suspeita de câncer, sem resultado definitivo, não foram considerados para a análise de avaliação do sistema especialista. Com isto, foram considerados trinta e nove pacientes para a análise do sistema.

Foram definidos dois valores de corte para a avaliação de presença de câncer ou não, que são 50% e 75%.

Resultados

Com o valor de corte de 50%, a análise dos resultados do sistema especialista para cada paciente resultou em 33 pacientes com câncer e 6 pacientes sem câncer, resultando em uma sensibilidade de 94,1% e especificidade de 22,7%. O valor preditivo positivo foi de 48,5%, e o valor preditivo negativo foi de 83,3%. A acurácia deste valor de corte foi de 53,8%, com Razão de Verossimilhança positiva de 1,2, Razão de Verossimilhança negativa de 0,3 e ODDS ratio de 4,7.

Para o valor de corte de 75%, a análise dos resultados do sistema especialista para cada paciente resultou em 19 pacientes com câncer e 20 pacientes sem câncer, resultando em uma sensibilidade de 76,5% e especificidade de 72,7%. O valor preditivo positivo foi de 68,4%, e o valor preditivo negativo foi de 80%. A acurácia foi de 74,4%, Razão de Verossimilhança positiva de 2,8, Razão de Verossimilhança negativa de 0,3 e ODDS ratio de 8,6.

Conclusão

A definição dos valores de corte de 50% e de 75% visaram à definição da resposta do sistema na predição do câncer, e que consiste em resultado negativo, sem câncer, para valores abaixo do valor de corte e resultado positivo para valores acima do valor de corte. A avaliação da capacidade do sistema para a predição da doença foi realizada com a comparação dos resultados do sistema, para cada valor de corte, com os resultados reais, confirmados pela biópsia.

Apesar de o sistema apresentar bons resultados para o valor de corte de 75%, que pode ser confirmado com o ODDS ratio de 8.6, e satisfatórios para o valor de corte de 50%, ele ainda está sob avaliação. Isto é devido a duas razões principais: estatisticamente a quantidade de dados clínicos é ainda pequena, e os testes estão sendo realizados em ambiente controlado, com dados clínicos de pacientes que já realizaram o exame de biópsia para a comprovação dos resultados. Contudo, a severa avaliação do sistema, que pode ser considerado ainda em estágio inicial, visa torná-lo confiável para uso prático, auxiliando os médicos na redução do tempo de diagnóstico precoce do câncer, aumentando conseqüentemente as chances de cura; na redução dos custos para os pacientes; e a possibilidade de os médicos poderem tratar e acompanhar mais pacientes.

Referências

[1] - BODOFF, Stephanie; GREEN, Dale; HAASE, Kim; JENDROCK, Eric; PAWLAN, Monica; STEARNS, Beth. Tutorial do J2EE™. tradução Altair D. C. de Morais, Carlos A. C. de Moraes. Rio de Janeiro: Campus, 2002 480 p.: + CD ROM

[2] - CERRI, Luciana M. O.; AJZEN, Sérgio; ARAP, Sami; CERRI, Giovanni. Ultra-Sonografia da Próstata. São Paulo: Sarvier Ed., 1996. 132 p.

[3] - LEVEILLEE, Raymond J. Benign Prostate Hyperplasia. eMedicine. Syracuse, Feb. 2003. Disponível em: <http://www.EMedicine.Syracuse.com/med/UROLOGY.htm>. Acesso em: 30 jun. 2002

[4] - NOGUEIRA, José H. M.; ANDRADE E SILVA, Ricardo B.; ALCANTARA, João F. L.; ANDRADE, Rafael C. Expert SINTA: Uma Ferramenta Visual Geradora de Sistemas Especialistas.
In: VI Semana de Informática. Universidade Federal da Bahia. Bahia, 1996, 12 p.

[5] - PORTAL DA EDUCACAO. Probabilidades. Salvador, nov, 1999. Disponível em: <http://www.portaldaeducacao.com.br/portal/showcontent.asp?I=12&L=5>. Acesso em: 8 nov. 2003

[6] - RIFKIN, Matthew D. Ultrasound of the Prostate: Imaging in the Diagnosis and Therapy of Prostatic Disease. 2nd Edition. Philadelphia: Lippincott – Raven, 1997. 450 p.

[7] - ROCHA, Paulo de Almeida. Próstata. Urologia Online. Curitiba, 2002. Disponível em: <http://www.uro.com.br/prostata.htm>. Acesso em: 16 jul.

[8] - TAVARES, Yan Schaefer. Comparação dos achados da ultra-sonografia transretal e resultados de biópsia na avaliação diagnóstica do câncer de próstata. Florianópolis: UFSC. 2002. 26 p.

[9] - THEODORESCU, Dan. Prostate Cancer: Biology, Diagnosis, Pathology, Staging, And Natural History. eMedicine. Syracuse, Dec. 2001. Disponível em: <http://www.EMedicine.Syracuse.com/med/UROLOGY.htm>. Acesso em: 1 jul. 2002

[10] - THE PROSTATE CANCER RESEARCH FOUNDATION OF CANADA. Ending the Threat of Prostate Cancer: Progress Report on Prostate Cancer Research. Toronto, Nov. 2002. Disponível em: <http://www.prostatecancer.ca>. Acesso em: 29 jun. 2002

APLICAÇÃO DA TEORIA DA DISSIMILARIDADE NO RECONHECIMENTO DE ORADOR

A. F. Souza*, M. N. Souza*,**

* Programa de Engenharia Biomédica (PEB),
Coordenaçao dos Cursos de Pós-Graduação em Engenharia (COPPE),
** Departamento de Engenharia Eletrônica e de Computação E.E./UFRJ
Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), RJ, Brasil.

e-mail: ferreli@ieee.org

Abstract: The theory of dissimilarity was developed by Sambur in 1976, on the process of speaker recognition. This theory uses a small number of coefficients extracted from the voice signal to obtain information about the speaker and to minimize the use of computational resources. In this work, the theory of dissimilarity was used in different combinations coefficient-classifiers, and its efficiency verified on the speaker identification task. Twelve coefficients were used together with three classifiers: distance (the same used by Sambur), Bayesian and Gaussian models mixture (GMM). The results pointed that the theory of dissimilarity seems to be efficient when the log area ratio coefficient and Bayesian classifier are combined.

***Palavras Chaves*: reconhecimento de orador, classificação de padrões, processamento do sinal de voz.**

Introdução

O sinal de voz contém muitas informações e apresenta a vantagem de que o seu registro pode ser feito localmente ou à distância de forma rápida e sem necessidade de tecnologia com alto custo. Estas características sugerem uma ampla gama de aplicações: análise do sinal de voz para análise médica [1], uso da voz para identificação de oradores [2], para fins forenses [3], entre outros.

As características geradoras do sinal de voz podem ser modeladas como um filtro digital modelo só-pólos, cujos coeficientes são correlacionados com características do aparelho fonador do orador [4].

Na área de reconhecimento de voz ou de orador, o processo de análise do sinal de voz pode ser normalmente dividido em extração de coeficientes e classificação, sendo que vários coeficientes (originados por diferentes realizações do filtro digital) e classificadores que podem ser utilizados. Apesar dos inúmeros estudos realizados, ainda não foi obtido um sistema de reconhecimento de orador com 100% de eficiência, em qualquer situação. Os estudos continuam, procurando novos métodos de classificação, novos coeficientes e até mesmo a união de diferentes coeficientes/métodos [5].

Sambur [4] apresentou como resultado de suas pesquisas a teoria da dissimilaridade, onde sugeriu que somente um subgrupo dos coeficientes extraídos do sinal de voz carregam informações que caracterizam o orador. A utilização de uma quantidade menor de coeficientes apresenta benefícios tais como a diminuição do tempo e a quantidade de memória necessária para o processamento. Em suas pesquisas, Sambur analisou os coeficientes LPC (*Linear Prediction Coefficients*), PARCOR (*Partial Autocorrelation*), LA (*Log Area*) e um classificador por distância.

Este trabalho pretende estudar a aplicação da teoria da dissimilaridade em diferentes tipos de coeficientes que serão fornecidos à três diferentes classificadores: baseado em distância vetorial (proposto por Sambur), probabilístico (bayesiano) e por GMM (*Gaussian Mixture Models* – modelos mistos gaussianos).

Os resultados obtidos indicam que a teoria da dissimilaridade é aplicável, obtendo melhor desempenho com um certo conjunto coeficiente-classificador. Devido a certas limitações observadas, é sugerido que este conjunto coeficiente-classificador seja testado com outros sinais para verificar-se melhor a sua robustez.

Materiais e Métodos

Foram colhidos sinais de voz de 30 (trinta) indivíduos, sendo esse número similar a de outros trabalhos encontrados na literatura [6,7], sendo que cada orador gerou cinco pronúncias da sentença "A Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica é uma instituição civil de caráter científico, sem fins lucrativos, de duração indeterminada e ação em todo o território nacional". A população utilizada foi composta de 09 (nove) indivíduos do sexo feminino e 21 (vinte e um) do sexo masculino, todos pertencentes ao quadro docente/discente e funcional do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ.

A gravação de cada pronúncia foi realizada de forma contínua das palavras selecionadas, como em uma conversa telefônica. Cada orador teve sua pronúncia registrada cinco vezes, sendo o formato de registro

escolhido codificação PCM, taxa de amostragem de 22.050 Hz, 8 bits, mono. Os registros foram salvos em arquivo no formato wav. Uma vez finalizada a construção da base de dados com as pronúncias devidamente recortadas de forma automática (utilizando rotina específica), os sinais sofreram um pré-processamento que consistiu de: filtragem Butterworth, passa faixa, 3ª ordem, freqüências de corte iguais a 100Hz e 4kHz; divisão em *frames* de 25 ms com janelamento Hanning; *overlap* de 12,5 ms. O sinal resultante apresentou o tempo de duração médio de 10 segundos. As rotinas de pré-processamento foram implementados utilizando MATLAB 5.2 rodando em plataforma PC

As análises foram feitas para os classificadores atuando como sistemas de identificação *closed-set* e texto dependente.

Foram estudados 12 parâmetros extraídos do sinal de voz e que seriam testados em combinação com as 3 opções da etapa de classificação. O parâmetro primário extraído diretamente do sinal de voz foi o LPC (com 12 coeficientes), sendo os outros onze parâmetros obtidos através de conversões lineares e/ou não-lineares deste, utilizando rotinas do toolbox Voicebox [8] e rotinas próprias desenvolvidas em Matlab 5.2. Os algoritmos descritos para os classificadores também foram desenvolvidos em Matlab 5.2, com exceção do classificador GMM, caso em que onde foram utilizadas rotinas de treinamento da GMM existentes no toolbox Voicebox [8].

O primeiro estudo realizado foi a repetição do experimento de Sambur com os três classificadores, utilizando como entrada um dos seguintes parâmetros: LPC, coeficientes de reflexão (RF), coeficientes de Log area (LA) e coeficientes cepstrais (CC) de ordem 12. O objetivo foi verificar o comportamento da percentagem de acerto nos três tipos de classificadores quando aplicada a teoria da dissimilaridade nos parâmetros acima citados. Foram utilizadas quatro pronúncias para o treinamento e uma para o teste de identificação.

Para a aplicação da teoria da dissimilaridade os parâmetros autoregressivos (ordem=número de coeficiente=12) foram divididos em dois blocos. O primeiro bloco, constituído pelos *i* primeiros coeficientes, estaria associado à pronúncia da palavra. O segundo, constituído por (ordem–*i*) coeficientes tomados a partir do *i*-ésimo, é interpretado como traduzindo características anatofisiológicas do orador [4].

O objetivo da primeira fase do trabalho foi verificar a validade da teoria de dissimilaridade, sendo calculado o resultado da identificação utilizando primeiramente o coeficiente 12, depois incrementando-se a quantidade de coeficientes até chegar ao primeiro.

A segunda fase consistiu na verificação do comportamento da porcentagem de acerto nos três classificadores, aplicando a teoria de dissimilaridade (usando somente o segundo bloco), com um dos seguintes parâmetros de entrada: coeficientes de autocorrelação (AC), coeficientes de área (AF), taxas de área (AO), coeficientes cepstrais (CC), coeficientes de Log area (LA), taxas de Log area (LO), coeficientes de predição linear (LPC), espectro de pares de linha (LSP), coeficientes de autocorrelação da resposta impulsiva do filtro inverso (RA), coeficientes de reflexão (PARCOR - RF) e pólos do plano-Z (ZZ).

O terceiro estudo realizou uma exploração inicial no uso do classificador GMM, com parâmetro CC, com a ordem variando de 13 a 20, não sendo aplicada, neste caso, a teoria de dissimilaridade. Este experimento teve por objetivo verificar o bom desempenho do classificador GMM relatado na literatura, com e sem a utilização idéia da técnica de *background* [5]. Para o *background* foram utilizados cindo oradores (com pronúncia de 20s por orador) que não foram utilizados nos testes. A avaliação foi realizada utilizando-se 20s para treinamento de cada orador e 10s para realização dos testes na técnica do *background*, e 10s para treinamento e testes sem aplicação do *background*.

Resultados

Nas figuras que se seguem S1 representa os resultados obtidos originalmente por Sambur, S os resultados obtidos neste trabalho utilizando o mesmo classificador de Sambur; B os resultados obtidos no classificador bayesiano e Gxx os resultados obtidos com o classificador por modelo mixto gaussiano, onde xx corresponde ao número utilizado de gaussianas.

Os resultados da primeira fase (Figuras de 1 a 4) indicam que a teoria da dissimilaridade é eficiente nos classificadores por distância e bayesiano, otimizada pelo uso do parâmetro LA.

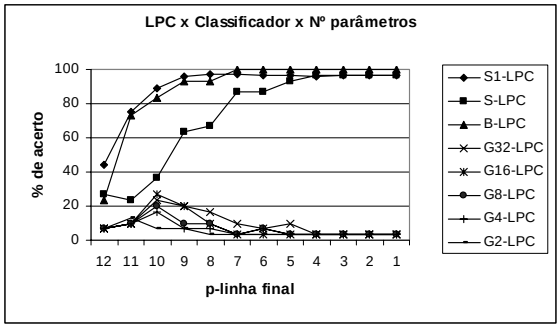


Figura 1: Resultado da primeira fase do estudo utilizando coeficiente LPC.

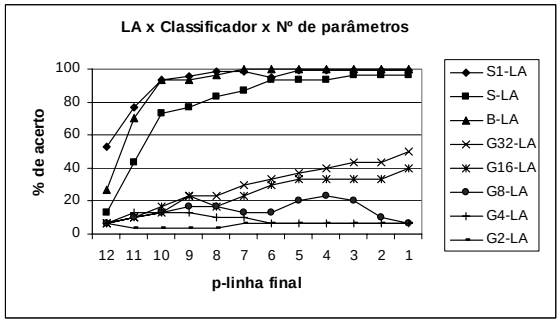


Figura 2: Resultado da primeira fase do estudo utilizando coeficiente LA.

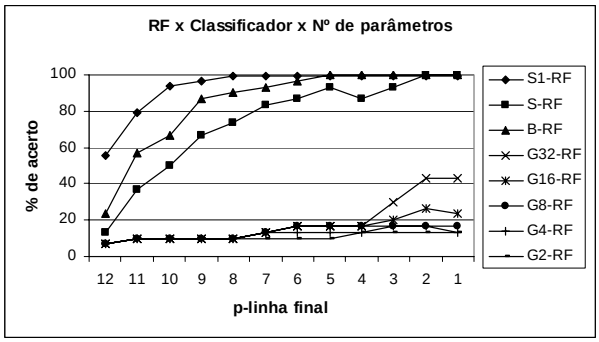


Figura 3: Resultado da primeira fase do estudo utilizando coeficiente RF .

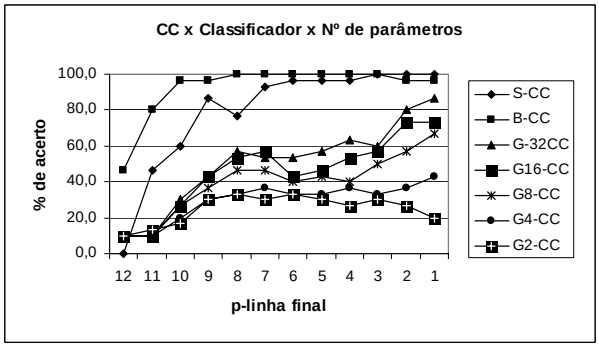


Figura 4: Resultado da primeira fase do estudo utilizando coeficiente CC.

O resultado da segunda fase (figura 5) indica que os parâmetros que otimizam o processo de verificação são por ordem decrescente de percentagem de acerto (utilizando classificadores bayesiano e distância): LO, CC e LA. Os doze coeficientes foram testados, sendo que três deles foram excluídos por apresentarem problemas de processamento nos classificadores bayesiano e GMM: coeficientes de autocorrelação (AC), coeficientes de área (AF), taxas de área (AO), pólos do plano-Z (ZZ).

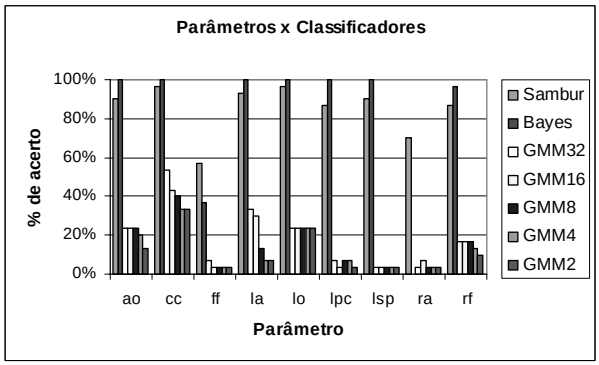


Figura 5: Resultado do primeiro estudo utilizando coeficiente CC.

O terceiro procedimento (figura 6) indicou que com a técnica do *background* [5] resultados compatíveis com a literatura são obtidos.

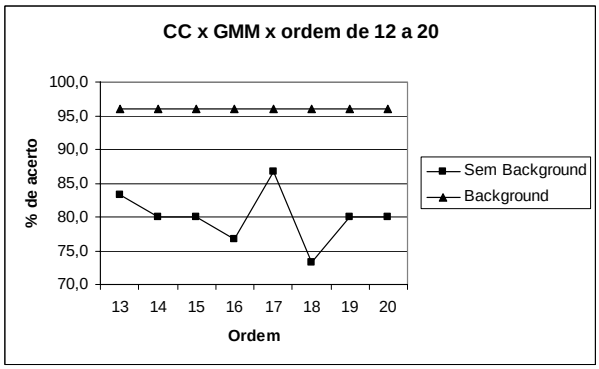


Figura 6: Resultado do primeiro estudo utilizando coeficiente RF .

Discussão

Sambur [4], em seus experimentos chegou a resultados que o permitiram formular a teoria da dissimilaridade, que considera o conjunto de coeficientes autoregressivos de ordem p em três blocos. O primeiro bloco, constituído pelos *k* primeiros coeficientes, estaria associado à pronúncia da palavra. O segundo, constituído por *l* coeficientes a partir do *(k*+1*)*-ésimo coeficiente, é interpretado como traduzindo características anatofisiológicas do orador. O terceiro bloco, caso a ordem seja aumentada, constituído pelos últimos *m* coeficientes a partir do (*k*+*l*+1)-ésimo parâmetro, corresponde a informação associada ao ambiente acústico onde o sinal de voz teria sido captado e também às características dos diferentes equipamentos utilizados no canal de comunicação do sinal de voz.

Neste estudo, como todos os sinais de voz foram obtidos da mesma forma, trabalhou-se com a ordem proposta por Sambur (ordem 12), considerando-se somente dois blocos.

A repetição do experimento de Sambur gerou resultados com taxas de acerto de 96%, demonstrando que a teoria da dissimilaridade parece ser realmente aplicável. Uma justificativa para a diferença entre os resultados observados neste estudo e os relatados por Sambur (99%) seria a maior variabilidade do sinal de voz utilizado, em relação ao sinal de voz utilizado por aquele autor, visto ele ter utilizado uma frase de menor duração, e portanto, com menor variabilidade de pronuncia por parte dos oradores.

Outros parâmetros foram testados quanto a teoria de dissimilaridade, fixando-se o classificador por distância, mas os resultados não superaram os resultados obtidos com o parâmetro LO. Como este parâmetro carrega informações sobre a anatomia do trato vocal, quando usado com o classificador por distância e a teoria da dissimilaridade, seria realmente esperado que o mesmo acentuasse as diferenças existentes entre suspeitos e evidências, no processo de reconhecimento de orador.

O desempenho da teoria da dissimilaridade foi verificado em outros classificadores mais amplamente estudados na literatura (bayesiano e GMM). O classificador bayesiano apresentou resultados melhores que os obtidos com o classificador por distância de Sambur. O sistema respondeu de forma eficiente à teoria da dissimilaridade, obtendo 100% de acertos utilizando diferentes tipos de parâmetros do segundo bloco de coeficientes. O melhor desempenho do classificador bayesiano era de certo modo esperado, uma vez que este é o classificador que estatisticamente realiza o melhor compromisso entre a taxa de acerto e detecção de falsos positivos [9].

LIMA [5], conclui que "quando o tempo de treinamento é muito baixo (10s), o número de gaussianas é irrelevante para melhorar o desempenho do sistema". Este fato poderia justificar o desempenho fraco do GMM (10s de teste e treinamento)

Os resultados do classificador por GMM indicam que este classificador não apresenta bom desempenho com a teoria da dissimilaridade. E que utilizando a técnica de *background* os resultados da literatura são alcançados.

A análise dos três classificadores permitiu verificar qual dos parâmetros estudados carrega maior informação anato-fisiológicas do orador, sendo os coeficientes cepstrais aqueles que apresentaram bons resultados em todos os três classificadores. A maior parte dos sistemas de reconhecimento de orador relatados na literatura descrevem os sinais de voz utilizando coeficientes cepstrais. Isto pode ser explicado devido ao fato das contribuições da excitação do sinal sonoro e do filtro do trato vocal poderem ser separadas no domínio cepstral [10].

Conclusão

O objetivo do presente estudo de avaliar a teoria da dissimilaridade aplicada a vários parâmetros extraídos do sinal e também o de investigar algumas técnicas de classificação, buscando-se obter uma combinação que otimizasse o processo de reconhecimento de orador, foi alcançado. Através da comparação de vários parâmetros classicamente utilizados, assim como de três técnicas de classificação de padrões, foi possível sugerir que o classificador bayesiano utilizando um subconjunto de parâmetros cepstrais (bloco 2, parâmetros de 7 a 12) otimiza o processo de reconhecimento de orador para o conjunto de dados utilizado neste estudo.

A robustez do método precisaria ainda ser mais testada, através do uso de mais oradores, impostores e através da utilização de texto livre. O trabalho ficou limitado ao número não muito expressivo de oradores (trinta) e não foi possível verificar a validade da teoria da dissimilaridade para situações mais críticas, tais como níveis diferentes de relação sinal/ruído, limitação de banda telefônica, dependência de tipos de microfone, entre outros. Logo, os resultados do presente trabalho poderiam ser aprimorados, em um processo de continuidade, através da análise de um grupo amostral maior, utilização de mais impostores e sinais com ruído.

Uma vez ajustado, o sistema poderia vir a ser implementado em software/hardware para utilização na área forense (verificação de orador) e médica (identificação de patologias que causam alterações na voz do orador).

Agradecimentos

Às agências CAPES, CNPq e FAPERJ, assim como ao PRONEX, pelo apoio no processo de pesquisa.

Referências

[1] FAYED, Z. T., 2001, "Utterance-based proposed spot diagnostic system of vocal tract malfunction". Biomed Sci Instrum, n. 37, pp 485-91.

[2] NAVRÁTIL Jirí, KLEINDIENST Jan, MAES Stéphane H., 2000, "An Instantiable speech biometrics module with natural language interface: implemantation in the telephony environment", In: Proc. ICASSP 2000, v. 2.

[3] FRANCE, D. J. et al., 2000, "Acoustical properties of Speech as Indicators of Depression and Suicidal Risk", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 47, n. 7 (July).

[4] SAMBUR, Marvin, 1976, "Speaker Recognition Using Orthogonal Linear Prediction", In: IEEE Trans.Acoust. Speech Sig. Processing ASSP.

[5] LIMA, C. B., 2001, Sistema de verificação de locutor independente do texto baseados em GMM e AR-vetorial utilizando PCA. Tese de M.Sc., IME, Rio de Janeiro, RJ.

[6] FARREL, K.R., MAMMONE, R. J., 1994, "Speaker identification using neural tree networks", In: Proc. ICASSP 94, v 1, pp. 165-168.

[7] RAMALHO, Michael A., MAMMONEm Richard J., 1994, "A new speech enhancement technique with application to speaker identification", In: Proceedings of ICASSP 94, v. 1, pp. 29-32.

[8] BROOKES, M, Internet site address: http://www.ee.ic.ac.uk/hp/staff/dmb/voicebox/ acessado em 18/04/01.

[9] DUDA, Richard O. et ali, 2000. "Pattern Classification". 2nd ed., New York, Wiley and Sons.

[10] GOLD, B., Morgan, N., 2000. "Speech and Audio signal processing: processing and perception of speech ans Music". 1st ed. New York, Wiley and Sons.

INFLUÊNCIA DO CONTROLE DE QUALIDADE DA PROCESSADORA QUANTO AO ÍNDICE DE REJEITOS EM MAMOGRAFIA

V. de Barros*, C. Lopes* e H. Khoury*

*Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Pernambuco, Brasil.

e-mail: vdbarros@terra.com.br

Abstract: The results of a Quality Control Program for the radiographic processor machine implemented in a private clinic located in Recife showed a reduction of the number of rejected films from 7.38% to 1.5% when corrective actions were implemented. For this reason, optimization is necessary in order to achieve an adequate image with, consequently, low patient dose.

Palavras-chave: Quality Control, processor, rejected films, mammography.

Introdução

O objetivo dos exames radiográficos é a obtenção de imagens das estruturas anatômicas com informações adequadas ao diagnóstico. Para tanto, necessita-se de equipamentos de Raios-X devidamente projetados e calibrados, de processamento de imagem otimizado e de profissionais especializados para a interpretação da imagem. Qualquer falha em algum elemento desta cadeia pode resultar no detrimento da qualidade da imagem final e no risco do diagnóstico incorreto ou na necessidade de repetição do exame, contribuindo para um aumento na dose paciente e no custo para a instituição. No exame da mama, o controle da processadora é um dos itens fundamentais no programa de garantia de qualidade. O processo utilizado para este controle baseia-se na medida da densidade ótica do filme sensibilizado por um sensitômetro que produz feixes de luz visível com diferentes intensidades. O controle por sensitometria é o método mais adequado para garantir a constância da revelação pela processadora. Devido a sua importância, este procedimento está descrito em diversos protocolos como a Portaria 453, do Ministério da Saúde[1], Protocolo Europeu[2], ARCAL[3], da International Atomic Energy Agency, e o MQSA, da Food and Drugs Administration[4] (FDA, EUA).

Os controles da temperatura e do tempo de revelação são fundamentais para a obtenção de qualidade da imagem. Qualquer alteração nas condições de revelação pode resultar em uma variação na curva característica do filme. Por exemplo, um aumento na temperatura de revelação resulta em maior escurecimento do filme e, portanto, na alteração da densidade ótica para mesmo valor de exposição à luz.

Um dos indicadores do êxito do programa de qualidade é a redução no índice de rejeitos. O acompanhamento do número de filmes rejeitados, se devidamente realizado, pode fornecer informações sobre a necessidade de manutenção no aparelho de Raios-X ou na processadora de filmes, além de identificar as perdas e os custos do sistema, e a necessidade de treinamento da equipe técnica.

O objetivo deste estudo foi realizar um acompanhamento do processo de revelação dos filmes utilizados em imagens mamográficas em uma clínica privada de Recife, com a finalidade de otimizar parte do processo de obtenção da imagem em mamografia.

Material e Método

O presente estudo foi realizado em uma clínica privada de mamografia em Recife, Pernambuco.

A constância do processo de revelação foi avaliada através do teste de controle diário por sensitometria, que consiste em expor um filme usando um sensitômetro de 21 degraus, revelar este filme e medir a densidade ótica (DO) dos degraus de cinza usando um densitômetro. Neste estudo, foi usado um sensitômetro com variação de densidade ótica de 0,15 entre cada degrau da escala de cinza, modelo 07-417, e o Densitômetro *Clamshell*, modelo 07-443, ambos da *Victoreen Nuclear Associates.*

O teste sensitométrico foi realizado sempre antes de iniciar os exames em pacientes e após um tempo mínimo de 20 minutos, necessários para o aquecimento e a estabilidade dos químicos da processadora. Primeiramente foram feitas medidas da temperatura do revelador, e em seguida, um filme foi sensibilizado e revelado na processadora. Durante a exposição no sensitômetro, as luzes de segurança da câmara escura não foram acesas.

Após a revelação foram efetuadas as leituras das densidades óticas correspondentes a cada degrau do sensitômetro. Foram identificados os degraus que correspondiam à DO líquida em torno de 2,0 e de 0,25. O Índice de Contraste do filme foi determinado pela diferença ótica do degrau do filme sensibilizado com DO mais próxima de 2,00 e a DO do degrau com valor mais próximo de 0,25. Para determinar o Índice de Velocidade verificou-se que o degrau que fornecia DO líquida mais próxima de 1,0. O valor da DO da base

também foi medido. Com base nestes dados foram traçados os gráficos das leituras do Índice de Contraste, Velocidade e Base em função do tempo. Ao longo dos dias foi possível avaliar as alterações no processo de revelação a partir das variações observadas nos índices de controle.

Os valores de DO de referência de cada índice de controle foram estabelecidos tomando a média aritmética dos índices de cinco dias consecutivos. Foram adotados os limites de tolerância fornecidos pelo Protocolo Europeu[2], que são de ± 0,30 (recomendável ±0,20) para os Índices de Contraste e de Velocidade, e de +0,03 para a DO da base do filme.

O índice de rejeitos dos filmes foi determinado a partir do acompanhamento do número de filmes rejeitados e o número de filmes utilizados. O levantamento efetuado durante o período analisado mostrou que foram utilizados 5.078 filmes para 905 exames.

Resultados

Com relação ao controle por sensitometria, realizado através da média aritmética das leituras de densidade ótica no degrau número 15 durante os cinco primeiros dias de acompanhamento, forneceu o valor 1,211 ± 0,046, que foi adotado como referência para o índice de velocidade. Para calcular o valor de referência do Índice de Contraste foi tomada a média aritmética da diferença entre o degrau número 16 e o degrau número 13, durante os cinco primeiros dias. O valor encontrado foi de 1,599 ± 0,036, e portanto, o valor de referência adotado foi de 1,60.

A análise dos rejeitos mostra que de um total de 5078 filmes, 96,67% dos filmes foram rejeitados pelo médico. A Figura 1 mostra as causas da rejeição das películas.

A maior parte (58%) dos filmes rejeitados foi devido aos parâmetros de irradiação (tensão do tubo, produto corrente-tempo) e da temperatura de revelação, uma vez que foram classificados como radiografias claras ou escuras. Do volume de filmes encaminhados ao médico, somente 0,57% foram rejeitados. No entanto, vale ressaltar que dos filmes utilizados para diagnóstico (4881), somente 8,95% não apresentavam defeitos, identificados pelo médico, e todos os demais apresentavam algum tipo de defeito que interfere na qualidade da imagem. Os principais tipos de defeitos apresentados foram: presença de artefatos (73,13%), manchas de rolos (39,99%) e a imagem da grade no filme (34,75%). Outros motivos de rejeição incluem arranhões grosseiros, entrada de luz no chassi e filme muito claro (sem contraste).

O número de filmes rejeitados pelo técnico e pelo médico, apresentados no gráfico da Figura 2, evidencia uma diminuição do número de filmes rejeitados de 18,1% (28 filmes), no início do programa, para 0,6% (1 filme), no final do programa.

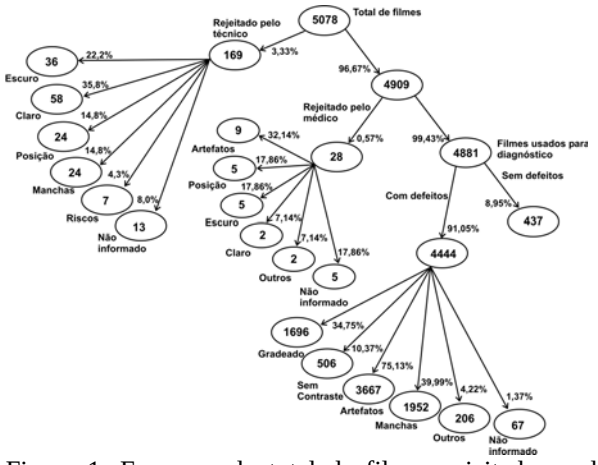


Figura 1: Esquema do total de filmes rejeitados e do número de defeitos nos filmes usados para diagnóstico na instituição em estudo.

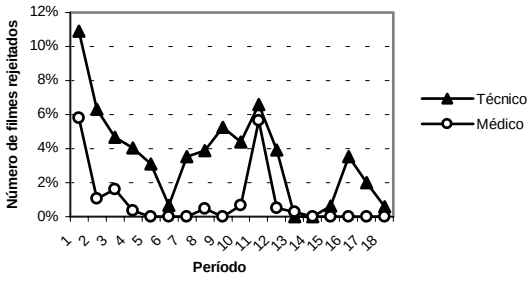


Figura 2: Número de filmes rejeitados pelo técnico e pelo médico na instituição em estudo.

O gráfico da Figura 3 mostra a avaliação qualitativa do contraste da imagem realizado pelo médico após algumas mudanças realizadas no decorrer do estudo. Observa-se que o contraste dos filmes inicialmente (até o período 6) era considerado, em sua maior parte, regular e que se tornou adequado após a troca do termostato da processadora.

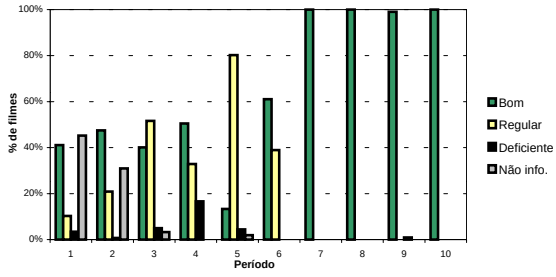


Figura 3: Gráfico mostrando a avaliação qualitativa da resolução da imagem pelo médico da instituição em estudo.

Discussão

Quanto ao controle por sensitometria, durante o período avaliado, o Índice de Contraste manteve-se dentro dos limites aceitáveis (± 0,30 unidades de densidade ótica) exceto por três dias após a quinta manutenção e por três dias após a sétima manutenção. O Índice de Velocidade manteve-se adequado exceto por três dias após a sétima manutenção. O Índice de Base manteve-se dentro dos valores aceitáveis exceto por um dia, na quinta manutenção.

A análise dos filmes rejeitados devido aos parâmetros de revelação dos filmes "manchas" e "riscos" evidencia defeitos nos filmes produzidos pelo desgaste da processadora e uma diminuição dos rejeitos devido a estes motivos após as manutenções.

Através de simples intervenções de baixo custo, como limpeza constante da processadora; substituição dos rolos de fenolite defeituosos por rolos de borracha; instalação de dois filtros de água em série com 10μm e 3μm; armazenamento adequado dos filmes; limpeza regular dos écrans utilizando solução anti-estática; troca de lâmpadas dos negatoscópios; troca do termostato mecânico da processadora de filmes por um digital, pois o acompanhamento do sistema de revelação mostrou que a temperatura do revelador variou entre 32ºC e 35ºC, uma variação muito acima do aceitável, que é de 0,3ºC[3]; ajuste da tensão do tubo e manutenção da grade; foi obtida uma significativa melhoria na qualidade das radiografias ao longo do período em estudo.

Conclusão

O impacto da implantação de um programa de qualidade da processadora levou a uma redução do percentual de filmes rejeitados de 7,38% para 1,5%, além de melhorar a qualidade da imagem e reduzir o número de filmes que apresentaram manchas, artefatos, riscos, dentre outros defeitos.

Agradecimento

À clínica e ao seu corpo técnico, pelas permissões concedidas, a CAPES e ao CNPQ.

Referências

[1] MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico - PORTARIA 453 de 01 junho de 1998**. Diário Oficial da União, n. 103, jun. 1998.

[2] COMMISSION OF THE EUROPEAN COMMUNITIES (CEC). **European protocol on dosimetry in mammography.** EUR 16263. Luxemburg: Office for official publications on the European communities, 1996.

[3] ARCAL – ACUERDO REGIONAL DE COOPERACION PARA LA PROMOCION DE LA CIENCIAY LA TECNOLOGIA NUCLEARES EN AMERICA LATINA Y EL CARIBE / INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY (IAEA). **Protocolo de garantia de calidad en mamografia. Aspectos físicos.** Havana (Cuba):1999.

[4] FDA (FOOD AND DRUGS ADMINISTRATION). **Mammography Quality Standards Act (MQSA) amended final regulations. Final Regulations as amended** – February 6, 2002. EUA: 2002.

GUIA LASER Y RETRACTOR CILINDRICO, "HERRAMIENTAS DE NEUROCIRUGIA ESTEREOTACTICA"

Alejandro Sarmiento Ríos, Miguel Angel García, Iván García Maeso y Hector Fleites Brage
* Centro de Inmunoensayo/Instrumentación, La Habana, Cuba

e-mail: insubdir@cie.sld.cu

Abstract: The Stereotactic Universal Cylindrical Retractor and the Laser guide are instruments appropriate for the volumetric stereotactic resection of deep intracraneal tumors guided by image and attended by computers. Its mechanical principle is based on a spherical articulation with own reference, that allows it to be positioned on all the quadrants of a big dimensions tumor for its extraction. Applying this method and instrumentation the aggressive resection of subcortical lesion is possible with the minimum damage of the surrounding cerebral tissue .

***Palabras clave*: Resección microquirúrgica, Retractor estereotáxico, Rotula, Estereotaxia, Laser diode.**

Introducción

La guía estereotáxica por imagen ofrece una definición volumétrica y geométrica de las lecciones intracraneales. La aplicación de esta guía en la resección de tumores intracraneales presenta algunas particularidades por la propia condición biológica, así como por la variada localización de los mismos dentro de la cavidad craneal. La resección volumétrica de tumores intracraneales profundos requiere de un instrumental y equipamiento especializado, extra largos, dentro de los que se destacan los retractores cilíndricos estereotáxicos por ser los que menos daños quirúrgicos provocan en el abordaje y las guías (láser) como indicación de la trayectoria a recorrer. Existen en la actualidad diversos tipos de sistemas retractores estereotáxicos basados en diferentes principios dentro de los que se destacan los desarrollados y popularizados por el profesor Patrick J. Kelly. Con la experiencia acumulada nos propusimos diseñar y construir un sistema Retractor que mejorara las limitantes de otros sistemas y una guía láser con ventajas sobre otras existentes, para esto se trazaron como objetivos:

1. Diseñar y construir un sistema Retractor con referencia estereotáxica propia, y libre movilidad en todos sus ejes sin que se modifique su referencia exterior.
2. Que sea compatible con el sistema estereotáxico cubano Estereoflex, sin limitar su uso en otros sistemas.
3. Desarrollar un sistema versátil, liviano, preciso, y exacto capaz de ser comercializado en el ámbito internacional.
4. Construir una guía láser utilizando un diodo semiconductos de 5 mW, que permita ser colocado adecuadamente en el sistema Estereotactico «Estereoflex».
5. Que la guía láser pueda recibir la energía tanto de baterías como de una fuente externa.

Antes y durante la ejecución de este trabajo se consultaron varias fuentes bibliograficas relacionadas con la estereotaxia en general y con los retractores cilíndricos así como las guías para las cirugías, las cuales aparecen al final de este trabajo y justifican los objetivos principales del mismo [1].

Materiales y Métodos

Para la concepción del diseño se partió de un estudio detallado de su aplicación en el campo quirúrgico, del instrumental apropiado y la forma en que ambos puedan acoplarse rígidamente al marco estereotáctico. Del análisis se deduce que usando el retractor, con una incisión subcortical larga desde la superficie del cerebro, hasta la superficie de un tumor asentado profundamente se puede ir profundizando en la incisión y conduciendo la misma con un dilatador sobre el cual el retractor es avanzado y asegurado hasta llegar a la superficie del tumor [1]. Después de introducido y fijado el mismo, éste debe moverse de forma libre pero con referencias conocidas sobre toda la superficie de un tumor de grandes dimensiones, manteniendo la exposición sobre el mismo sin modificar la referencia externa hecha por los cálculos estereotáxicos en la planificación quirúrgica [2]. Durante el proceso de concepción se decidió utilizar un sistema mecánico que tiene como base una articulación esférica o rotula cuyo centro tiene coordenadas conocidas y todos los puntos del espacio intracraneal equidistan a él.

La guía láser se emplea para indicar al cirujano la dirección en la cual se encuentra el blanco (target), que no es más que el isocentro del sistema. La guía láser se monta en el carro guía de marco estereotáctico, el cual puede desplazarse libremente a lo largo del arco de puntería. En estas condiciones el haz láser apuntará siempre en la dirección del radio de curvatura del arco de puntería.

La lente enfocadora de la guía láser se coloca de manera que el enfoque del haz láser se produce a 21 cm de la salida de la guía, por lo que el blanco estará precisamente en el punto de enfoque. En este punto el diámetro de la mancha luminosa es de menos de 1 mm.

Diseño: Todos los elementos que componen el retractor y la guía fueron concebidos individualmente como sólidos geométricos sobre la base de un software de diseño mecánico ("AutoCAD R 14 y R 2000") que permitió obtener cada uno de los elementos diseñados como piezas virtuales en tres dimensiones con características propias, lo cual dio la posibilidad de poder superponer cada uno de los elementos en posiciones disímiles y evaluar de esta forma, tanto las cadenas dimensionales de todo el conjunto como la masa, el volumen, la versatilidad, flexibilidad y la maniobrabilidad.

Materiales y ensayos: Una de las características del retractor es su bajo peso por ser un sistema que funciona acoplado sobre el arco del marco estereotáxico. Además el material utilizado debe ser biocompatible y radio - opaco, que permita hacer técnicas de imagen con él. Por lo que se propuso utilizar para su fabricación una aleación de duraluminio del tipo D16T según GOST o 2024 según AISI, el cual reúne todas las características necesarias para su aplicación. Además fue utilizado el titanio AISI Ti6AL-4Ven la fabricación de pasadores y tornillos lo que le da una mayor fiabilidad al sistema por su alta resistencia entre otras características favorables. El dilatador y la cubierta de la guía láser fueron fabricados de Poly Acetal C, elemento no metálico y que cumple con todas las características antes dicha.

En la Figura 1 se muestran los diferentes elementos que componen el sistema Retractor:

Escuadra de fijación (90 g): Elemento que permite el desplazamiento longitudinal (profundización) del retractor, a la vez que lo fija al marco estereotáxico con referencia a este.

Tubo (24g): Tubo de pared muy delgada rectificado en su interior y exterior, con un diámetro máximo de 24 mm y una longitud de 153mm. Posse una escala milimétrica para un posicionamiento exacto. El mismo fue calculado para evitar riesgos de deformación durante la manipulación quirúrgica. Se le incluye dos ventanas laterales calculadas para facilitar la maniobrabilidad quirúrgica en la resección. En su parte superior permite acoplar un cierre 17 para limitar el desplazamiento del dilatador durante la profundización.

Dilatador (42g): El mismo se acopla con un ajuste deslizante sin juego dentro del tubo, formando en la punta una unión angular continua sin filos cortantes, ya que es el encargado de conducir la incisión durante la profundización con el menor daño quirúrgico.

Rotula (30g): Elemento esférico o cuerpo geométrico generado por un semicírculo de radio 17.5mm que gira alrededor del diámetro que lo limita. Permite por su interior el desplazamiento y rotación del tubo 2 a la vez que le sirve de referencia.

Base (40.8g): Elemento con superficie esférica rectificada sobre la cual se fijan los elementos básicos del sistema, y los acopla con un movimiento deslizante a la escuadra 1,dicho movimiento es bloqueado en una posición fija por medio de la cuña 16 y el tornillo 15.

Tapa (17.6g): Tope esférico superior de la rótula, que limita el movimiento axial del anillo7 y bloquea el movimiento de la rotula por el tornillo12. Se fija a la base por medio de cuatro tornillos 18 fabricados de titanio.

Anillo (13.9g): Se ubica entre la base y la tapa, girando 360 grados sobre la primera, el mismo tiene la referencia de los cuadrantes del sistema permitiendo fijarlo en posiciones intermedias y bloquear dicha posición por el tornillo 13.

Herradura (8g): Elemento encargado de trasmitir el movimiento milimétrico del tornillo 9 soportado en el anillo7 a la rotula 4. Se diseñó un acople rotatorio axial que permite un movimiento suave y sin juego, para esto se utilizó un pasador roscado11 fabricado de titanio. Él acople de la herradura 8 con la rotula 4 se hace con los pasadores roscados 10 fabricados igualmente de titanio, en dicho par rotatorio se combina un movimiento de rotación traslación por lo que se ranura la base del par en la rotula 4.

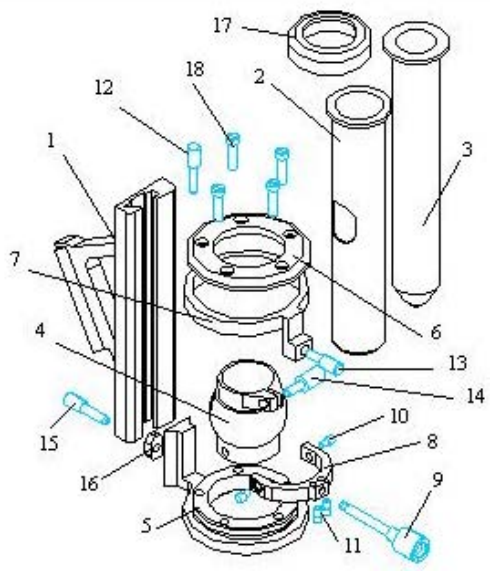


Figura 1: Vista en explosión del Retractor.

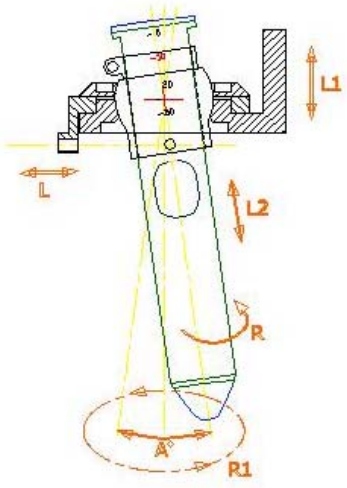


Figura 2: Grados de libertad del Retractor.

En la figura 2 se muestra un análisis de todos los movimientos posibles en el sistema Retractor Cilíndrico

Estereotáxico Universal, donde la combinación de ellos permite localizar cualquier punto en el espacio, equidistante con su centro, principio básico en el funcionamiento del sistema propuesto [3].

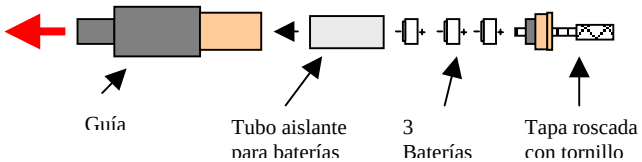


Figura 3: Partes principales de la Guía Láser.

La guía láser está formada por un diodo láser semiconductor con su circuito de control y una lente de enfoque, todo contenido en un cilindro metálico que a su vez está montado en un soporte de plástico aislante.
El láser semiconductor emite radiación luminosa de longitud de onda 650 nm con una potencia menor de 5 mW. La lente enfocadora concentra el haz luminoso a una distancia de 21 cm de la salida de la guía, que es el punto donde debe encontrarse el blanco (target) durante las operaciones de cirugía estereotáctica con el marco Estereoflex.

La guía posee dos modos de operación: Un modo autónomo, con el láser alimentado por 3 baterías que pueden ser del tipo LR44 (60 minutos de trabajo continuo) o SR44 (2 horas de trabajo continuo). En el otro modo de operación, el láser se alimenta de una fuente externa regulada que suministra 4.25 V CD por medio de un cable de alimentación; a su vez, la fuente externa se alimenta de la red con voltaje seleccionable de 110/220 V CA.

En la figura número 3 se representa las partes principales que componen la guía láser.

Resultados

Con la fabricación del prototipo y en conjunto con los especialistas, se hizo un análisis de los resultados, resumidos en:

Los dispositivos permiten una amplia maniobrabilidad. El retractor logra el acceso a los lugares más profundos de la cavidad craneal donde pudiera existir un tumor asentado, es rígido y permite un posicionamiento exacto y preciso. Se puede obtener un acabado superficial del tubo retractor. No se produce vació al retirar el dilatador. El sistema tiene referencia propia, una buena movilidad sin perder rigidez y permite restituir fácilmente las coordenadas iniciales del sistema. Se acopla con facilidad y buen ajuste al marco estereotaxico Estereoflex, permitiendo hacer técnicas de imagen con él (si fuese necesario).

Es un sistema liviano y fácil de desarmar para la esterilización del mismo. Compatible con el instrumental quirúrgico utilizado en la resección como pinzas bipolares, etc.

No refleja la luz en el interior del tubo por ser negro opaco.

Sistema versátil, que es capaz de acceder a cualquier punto del espacio tridimensional en el cerebro.

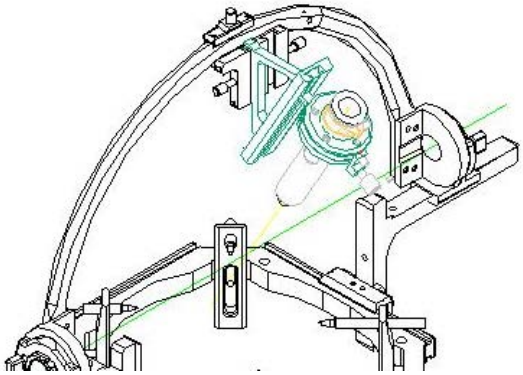


Figura 4: Sistema Retractor instalado en un marco estereotáctico.

El mecanismo utilizado de rotula permite infinitos posicionamientos con una sola articulación

En la figura 4 se representa el acoplamiento del Retractor sobre el arco centrado del marco Estereoflex, como se usará en la práctica quirúrgica.

Características del retractor:

Ángulo de trabajo:		30 grados.
Ángulo máximo del tubo:		8 grados.
Longitud de trabajo:		70mm
Diámetro de la base:		56mm
Diám. Máx. proyectado en la punta del tubo		58mm
Peso total:		0.28Kg.
Profundización máxima:		210mm.
Diám. Exterior del tubo:		24 h7mm.
Diám. Interior del tubo:		22 h7mm.
Ventana :	30x15mm	2 a180 grados.
Rotación máxima del sistema.		240grados.

El Retractor provee un método por el cual la profundidad estereotaxica del sistema puede ser determinada ya que la longitud del adaptador y del tubo es conocida y marcadas por una escala milimétrica, permitiendo usar el terminal del cilindro retractor como referencia fija a la cual la imagen seccionada del tumor puede ser referida. El sistema permite hacer movimientos combinados de rotación angular (figura 5), y así posicionarse sobre todos los cuadrantes de un tumor intracraneal de difícil acceso sin mover las coordenadas del marco estereotáctico.

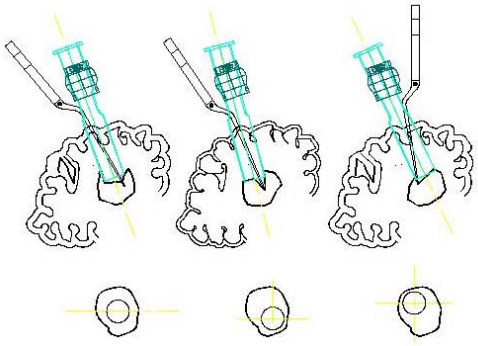


Figura 5: Representación del Retractor sobre un tumor de mayores dimensiones que el tubo.

Características de la guía láser:
Dimensiones: 75 mm largo x 20 mm diámetro.
Peso: 60 g (incluyendo baterías).
Longitud de onda: 650 nm.
Potencia de la radiación láser: Menos de 5 mW.
Distancia de enfoque del haz láser: 21 cm.

Conclusiones

Se lograron los objetivos previstos con el diseño y construcción de un Retractor Cilíndrico Estereotáxico Universal y una guía láser, instrumentos de mucha utilidad en la microcirugía guiada y la estereotaxía en general. Los dispositivos son fiables, el retractor es compacto y seguro, garantizando un infinito posicionamiento estereotaxico con una sola articulación mecánica. Aplicando este método e instrumentación la resección agresiva de lecciones subcorticales es posible con el mínimo daño al tejido cerebral circundante, ofreciéndole sin duda a los pacientes portadores de tumores intracraneales una mayor supervivencia con una mejor calidad de vida [4]. Se obtiene una guía láser que permite a los neurocirujanos trabajar con comodidad cuando esta es requerida, sin la presencia de cable o conexiones moletas y que pueden entorpecer el trabajo neuroquirúrgico.

Referencias

[1] PATRIC J. KELLY M.D. ,Tumor Stereotaxis 3, pp. 272 -295, 1991.

[2] MACIUNAS OBERT J., GALLOWAY ROBERT L., LATIMER JIM W., The Application Accuary of Stereotactic Frames. Neurosurgery, Vol. 35, Nº4, pp. 682 – 693, 1994.

[3] FERDINAND P. BEER, E. RUSELL, JOHNS TON J.R., Mecanica Vectorial para Ingenieros, pp. 142 - 198, 285-292.

[4] GERARDO LÓPEZ FLORES, Resección Microquirúrgica Estereotáxica de Tumores Intracraneales guiados por imagen y asistido por computadora, pp. 31- 63, 1997.

MEDIÇÃO DE ATENUAÇÃO ULTRA-SÔNICA UTILIZANDO PULSO DE EXCITAÇÃO CODIFICADO

R.P.B. Costa-Félix* e J.C. Machado**

* Divisão de Acústica e Vibrações/DIMCI/INMETRO, Duque de Caxias, RJ, Brasil
** Programa de Engenharia Biomédica – COPPE/ UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

e-mail: rpfelix@inmetro.gov.br

Abstract: An experimental procedure was developed in which the frequency spectrum (FS) of a system consisting of a transmit/receive pair of ultrasonic transducers was broadened from 1.79 MHz to 4.57 MHz, being the Nyquist frequency 5 MHz. To achieve it, a non-linear special designed sweep had been employed, which was coded based on the FS of the ultrasonic system. A linear sweep and the coded one were both used in attenuation measurements of a 0.90 glycerol:0.10 water mixture. Experimental and theoretical results agree within 0.5 dB, over the whole spectrum. The measured transmission loss varied from about 1 dB at 500 kHz to 14 dB at 4.5 MHz.

***Palavras Chaves*: pulsos de excitação codificados, atenuação ultra-sônica, aumento da largura de banda, metrologia.**

Introdução

Transdutores ultra-sônicos são, geralmente, caracterizados pelos parâmetros "frequência de ressonância" e "largura de banda característica", que são basicamente função do material empregado e das dimensões do elemento ativo. A largura de banda corresponde à faixa de freqüências com densidade espectral de potência maior do que 50% da densidade de potência encontrada na frequência central (ou de ressonância) do transdutor [1]. A caracterização por largura de banda é às vezes substituída com o conceito de "fator de ressonância de meia potência" para sistema mecânicos [2], e com a definição de fator de qualidade para filtros digitais quando seu espectro de potência apresenta uma distribuição normal [3]. Valores de largura de banda entre 0.5 e 1.0 vezes o valor da frequência central são típicas nos transdutores ultra-sônicos comerciais, embora possam ser encontradas entre 0.3 e 1.2 vezes [4]-[6]. Em geral, procura-se utilizar o transdutor nas frequências compreendidas em sua largura de banda, pois assim consegue-se uma ótima relação sinal/ruído (S/R).

Em aplicações metrológicas, restringir o uso do trandutor a sua largura de banda é igualmente importante posto que a relação S/R tem influência direta no cálculo da incerteza da medição [7]. Por esse motivo as medições de atenuação ultra-sônica de materiais, por exemplo, são consideradas válidas na faixa de frequências compreendida pela largura de banda do transdutor (ou do par de transdutores) utilizado. Assim sendo, para cobrir uma banda larga de frequências podem ser necessários diversos transdutores, um para cada faixa de freqüências. Além da disponibilidade dos equipamentos, este procedimento é deveras demorado pois cada troca de transdutor demanda reajuste do sistema, equalização das condições atmosféricas e re-aquecimento dos componentes eletro-eletrônicos. Seria de interesse que com um único sistema de medição uma banda larga de frequências fosse alcançada. Embora seja possível construir ou mesmo adquirir transdutrores de banda larga, na grande maioria dos casos práticos encontrados em laboratórios isso não se mostra viável.

Uma técnica aplicada com sucesso em acústica (*airborne acoustics*) possibilita que o sinal mecânico gerado por um sistema de transdução (alto-falantes e microfones, no caso da acústica) tenha seu espectro de frequências (FS, sigla em inglês) arbitrariamente alterado. Detalhes sobre a técnica não serão abordados neste texto, posto que maiores detalhes podem ser encontrados na literatura [8]-[11]. Resumidamente, a partir da magnitude do FS de um sistema transdutor de sinais (geração e/ou captação), é possível projetar um *sweep* (ou *chirp*, ou ainda varredura de senos) que melhora a relação S/R do espectro, incrementando a potência nas regiões do espectro em que o sistema não é, originalmente, muito eficiente. Com isso consegue-se obter um sinal mecânico (acústico ou ultra-sônico) cujo espectro é idealmente plano. Além da largura de banda do FS ficar aumentada, teoricamente tanto quanto se deseje, o sinal gerado mantém o envelope constante (mínimo fator de crista), o que maximiza o aproveitamento da faixa dinâmica do sistema. Na prática há limitações quanto ao aumento viável, tais como duração do *sweep*, ruído de fundo (elétrico e do ambiente), características do gerador de sinais, faixa dinâmica do sistema como um todo, entre outros.

Neste trabalho foi empregado a técnica da varredura de senos para alargar o FS de um sistema ultra-sônico utilizado para medir a atenuação de materiais. O objetivo foi comparar os resultados obtidos quando empregada uma varredura linear (método tradicional) com os resultados da varredura especialmente projetada para equalizar a resposta do sistema.

Materiais e Métodos

As medições de atenuação foram realizadas em um tanque preenchido com água destilada à temperatura de 20.7 ± 0.1 ºC. Foram realizadas 24 leituras de temperatura com um termômetro modelo 52 (Fluke, EUA) durante a duração do experimento. O sistema de geração de sinais consisistiu de um Gerador de Funções Arbitrárias modelo 33120A (Agilent, EUA), capaz de armazenar sinais definidos pelo usuário com até 16.000 pontos, de um Amplificador de Potência modelo A300-40PA (ENI, EUA) e de um transdutor de fabricação do Laboratório de Ultra-som (LUS) do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, com diâmetro de 10 mm e frequência de ressonância de 3.6 MHz. A captação do sinal ultra-sônico foi realizada com um transdutor também de fabricação do LUS, com 12 mm de diâmetro e frequência de ressonância de 2.0 MHz e um osciloscópio modelo TDS420 (Tektronix, EUA), com 150 MHz de banda. Na entrada do amplificador de potência foram utilizados atenuadores (Mini-circuits, EUA) modelos CAT-30 (30 dB de atenuação) e CAT-10 (10 dB de atenuação). Antes de entrar no osciloscópio, o sinal foi condicionado com três atenuadores (Mini-circuits, EUA) modelos CAT-20, CAT-10 e CAT-5 e um filtro passa baixa modelo BLP-5 (Mini-circuits, EUA) com freqüência de corte de 5 MHz. Os transdutores foram posicionados afastados 93 mm entre si. A Figura 1 apresenta um esquema da montagem experimental.

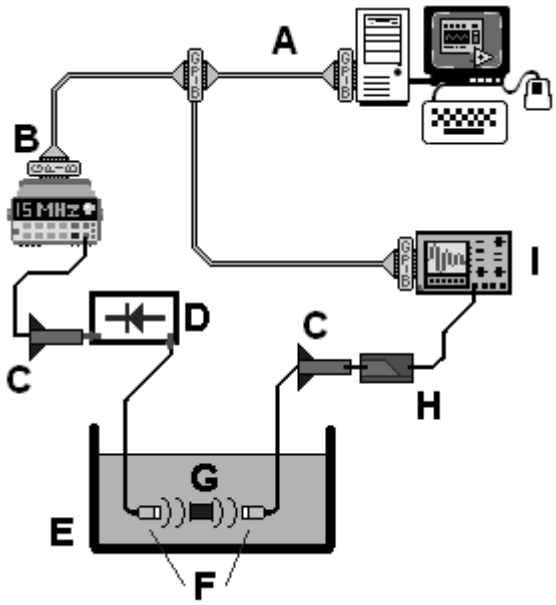


Figura 1: Montagem experimental utilizada na medição de atenuação: **A** ⇨ microcomputador com placa GPIB; **B** ⇨ Gerador de funções, com conexão GPIB; **C** ⇨ Atenuadores; **D** ⇨ Amplificador de potência; **E** ⇨ Tanque com água; **F** ⇨ Transdutores de ultra-som; **G** ⇨ Amostra de material para medir a atenuação; **H** ⇨ Filtro passa-baixa de 5 MHz; **I** ⇨ Osciloscópio digital, controlado remotamente pelo microcomputador por conexão GPIB.

As amostras utilizadas para medição da atenuação foram inseridas em um cilindro de 6.05 cm de comprimento e 4.45 cm de diâmetro, sendo suas extremidades vedadas por uma película de latex. Cada amostra permaneceu por mais de 1 hora antes do início dos ensaios para equalizar a temperatura com a da água do tanque, e não foram retiradas do tanque durante todo o experimento. A amostra de referência continha apenas água destilada e a de teste uma mistura de 90% de glicerol (em massa) e 10% de água destilada. As massas foram medidas com uma balança modelo HM3300 (Helmac, Brasil), com resolução de 0.01 g e as medições dimensionais foram realizadas com um paquímetro (Sonet, Checoslováquia), com resolução de 0.05 mm.

O sistema de medição (gerador e osciloscópio) foi controlado remotamente por um microcomputador com processador Pentium Intel de 1.0 GHz e 512 Mbytes de memória RAM através de uma placa GPIB modelo CBI-488.2 (ComputerBoards, EUA). Foi empregado o aplicativo "Equal_Tx.vi", versão Dez/2003, desenvolvido pelos autores deste trabalho utilizando a plataforma LabView 6.0 (National Instruments Inc.).

As medições foram realizadas em 4 etapas. Inicialmente, a amostra com água foi posicionada entre os transdutores. Uma varredura de senos linear com 16.000 pontos e com frequência de amostragem de 10 MHz (duração do sinal de 1.6 ms) foi utilizada para determinar o FS do sistema. A partir do inverso da magnitude do FS, foi codificada uma varredura de senos com o propósito de tornar plano o espectro do sinal captado pelo oscilosópio. Na segunda etapa, a varredura codificada foi utilizada como sinal de excitação. Nas etapas 3 e 4, foram utilizadas as varreduras linear e codificada na amostra com a mistura de glicerol e água. Depois das medições realizadas, o conjunto de dados foi agrupado por tipo de sinal de excitação. Cada sinal de excitação foi utilizado 10 vezes por medição em cada amostra, sendo que cada FS foi determinado a partir da média de 12 leituras. Foram realizadas 3 medições em condições de repetitividade, substituindo-se a amostra entre cada medição.

A atenuação foi experimentalmente determinada a partir da razão entre os FS da amostra de referência (água) e de teste (mistura), e apresentadas em escala logarítmica (dB). A fim de validar os resultados experimentais, foi traçada a curva teórica da perda da transmissão gerada pela amostra de glicerol e água (TL_{gl}), obtida segundo a Equação 1.

$$TL_{gl} = 10.\log e^{2x\frac{2.(2\pi f)^2\eta}{3\rho c^3}} + TL_{ref} + TL_R \qquad (1)$$

onde x é a distância percorrida pela onda de ultra-som (comprimento do cilindro), f é a frequência, η é a viscosidade da mistura, ρ sua densidade e c a velocidade de propagação do som no meio, TL_{ref} a perda na trasmissão da amostra de referência

(água = 5.5 dB×m^{-1} ∴ TL_{ref} = 0.33 dB) e TL_R é a perda na transmissão devido à reflexão na interface água/mistura em função da diferença entre as impedâncias acústicas da água e da mistura (TL_R = 0.43 dB). Os efeitos da membrana de látex foram desprezadas por estarem presentes em ambas amostras. A Tabela 1 apresenta os parâmetros utilizados na solução da Equação 1. Todos os parâmetros, bem como a própria Equação, foram retirados das referências [12]-[15].

Tabela 1: Parâmetros da mistura (glicerol a 90% em massa) e da água utilizados no cálculo da Equação 1 e no cálculo de TL_R.

x [m]	η @ 20 ºC [mP.s]	ρ [kg/m^3]		c [m/s]	
	mistura	água	mistura	água	mistura
6.05×10^{-2}	394.7	998.2	1234.8	1482.9	1871.8

Resultados

As Figuras 2 e 3 apresentam os espectros de frequência dos sinais transmitidos através de todo o sistema de medição com as respectivas larguras de banda, utilizando os sinais de excitação descritos. O gráfico da Figura 2 foi gerado com uma varredura linear, portanto representa a resposta em frequência (combinada) do sistema. A amostra presente durante as medições foi a de referência (água). O espectro representa a média de 3 conjuntos de medições, cada um com 10 medições e 12 leituras por medição (total de 360 leituras).

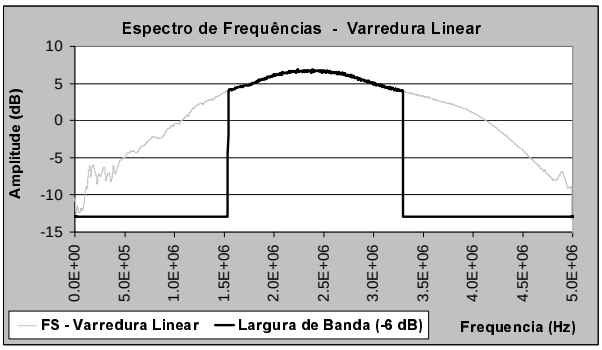


Figura 2: Resposta em frequência do sistema ultra-sônico. A curva mais escura representa a largura de banda de meia potência (-6dB).

Na Figura 3, o gráfico representa o espectro do sinal captado pelo osciloscópio quando o sistema é excitado com a varredura especialmente codificada para aumentar a largura de banda. A amostra utilizada nas medições foi a de referência (água). A curva apresentada foi obtida da média de 3 conjunto de medições, cada um com 10 medições suscessivas e 12 leituras por medição (total de 360 leituras).

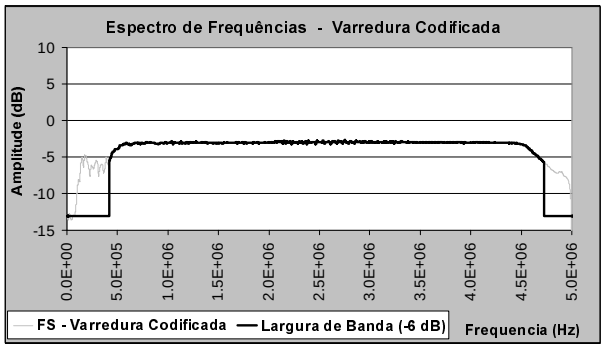


Figura 3: Espectro de frequências medido no osciloscópio quando o sistema é excitado com a varredura codificada. A curva mais escura representa a largura de banda de meia potência (-6dB).

A Figura 4 apresenta os resultados da atenução da amostra com a mistura de glicerol e água. No mesmo gráfico estão presentes as curvas obtidas com a varredura linear (menor largura de banda), com a varredura codificada (maior largura de banda) e curva teórica (linha contínua).

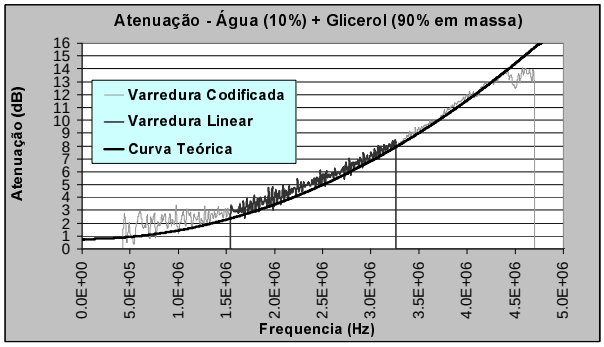


Figura 4: Atenuação da amostra com a mistura de glicerol e água.

A Tabela 2 mostra as larguras de banda dos FS obtidas utilizando a varredura linear e a varredura codificada. As incertezas apresentadas representam os desvios padrão da média entre todas as 30 medições (3 repetições com 10 medições em cada repetição).

Tabela 2: Largura de banda dos espectros de frequência obtidos com os dois sinais de excitação empregados (incertezas para fator de abrangência k = 1).

Tipo de Varredura:	**Linear**	**Codificada**
Largura de banda (MHz)	1.788	4.570
Incerteza (MHz)	0.003	0.004

Discussão

As Figuras 1 e 2, bem como a Tabela 2, deixam claro o efeito proporcionado pelo emprego da varredura de senos codificada. O aumento da banda útil é evidente, e permite que os resultados sejam validados

em uma faixa de frequências maior. Vale ressaltar que o aumento foi possível sem alterar o sistema de medição, ou seja, o mesmo par de transdutores foi empregado em todo o experimento. Os resultados foram limitados a 5 MHz por características do gerador de sinais.

As incertezas experimentais apresentadas na Tabela 2 são bastante reduzidas devido ao grande número de medições realizadas em condições de repetitividade.

Devido ao número reduzido de pontos que o gerador de funções comporta (16.000), foi necessário estabelecer uma relação de compromisso entre largura de banda equalizada (aumentada) e relação sinal ruído necessária para medir a atenuação. Quanto maior a varredura codificada, tanto mais energia pode ser disponibilizada para as faixas do espectro com menos potência. No caso do experimento reportado, optou-se por manter uma nível de sinal 12 dB acima do ruído de fundo.

Os resultados da Figura 4 mostram que as curvas experimentais de atenuação coincidem entre si e com a curva teórica em não mais do que 0.5 dB de diferença, com exceção das baixas frequências. Como nessa faixa a atenuação da mistura de glicerol é muito baixa, a razão entre as amplitudes apresenta grande flutuação, divergindo do valor teórico esperado.

Apesar da limitação da instrumentação disponível, foi possível gerar resultados satisfatórios do aumento na medição de atenuação após o sistema ter seu espectro de frequência alargado consideravelmente.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e da Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ).

Referências

[1] MCSKIMIN, H.J., "Ultrasonic methods for measuring the mechanical properties of liquids and solids", in MASON, W.P. (Ed), *Physical Acoustics*, Cap. 4, London: Academic Press, pp 74–75, 1964.

[2] THOMSON, W.T., "Agudeza de ressonância", in _____ *Teoria da Vibração*, Cap. 3.11, Rio de Janeiro: Ed. Interciência, pp. 74–75, 1978.

[3] PROAKIS, J.G., MANOLAKIS, D.G., "Performance characteristics of nonparametric power spectrum estimators", in _____ *Digital Signal Processing, Cap. 12.2.4*, 3rd. ed, London: Prentice-Hall Inc., pp. 916–919, 1996.

[4] KARL DEUTSCH, *Karl Deutsch Probes*, E 09.01, http://www.kaurdeutsch.de, 28p.

[5] KRAUT-KRAMER, *Ultrasonic transducers for nondestructive testing*, April 2001 Edition, http://www.krautkramer.com, p. 2.

[6] PANAMETRICS, *Panametrics transducers catalog*, http://www.panametrics.com, p. 3.

[7] ISO-GUM, *Guide to the expression of uncertainty in measurement*, BIPM, IEC, IFCC, ISO, IUPAC, IUPAP, OIML, Geneva, Switzerland, 1995.

[8] MÜLLER, S., MASSARANI, P., "Transfer–function measurement with sweeps", *J Audio Eng Soc*, 49(**6**): 443-71, 2001.

[9] SOARES, Z.M.D., MÜLLER, S., "Secondary microphone calibration with constant envelope sweeps adapted to background noise", *Proc. 17° Intern Cong on Acoustics*, Rome, 25(**1-3**):357, 2001.

[10] SOARES, Z.M.D, HOFFMANN, W.E., MÜLLER, S. "Secondary microphone calibration: advantageous use of sweeps to obtain impulse response", *Proc. 144° ASA Meeting*, Cancun, abstracts in *J Acoust Soc Am*, 112(**5**):2234, 2002.

[11] COSTA-FÉLIX, R.P.B., MACHADO, J.C., "Calibração de hidrofones utilizando *sweeps*", *Anais do Metrologia 2003*, Recife, 8 pp, 2003.

[12] HANDBOOK OF CHEMISTRY AND PHYSICS, 66th e 75th Editions, CRC Press, 1985-1986 e 1994-1995.

[13] DEAN, J.A., *Lange's Handbook of Chemistry*, 13th Edition, New York:McGraw-Hill Book, pp. 10-97.

[14] MORTIMER, A.J., "Physical characteristics of ultrasound", in REPACHOLI, M.H., BENWELL, D.A. (Eds), *Essentials of Medical Ultrasound, Cap. 1*, Ottawa: The Humana Press, pp 20–21, 1982.

[15] PRESTON, R.C., "Safety of diagnostic ultrasonic equipment: The relevance of acoustics output information to the clinical user", in _____ *Output Measurements for Medical Ultrasound*, Cap. 1, London: Springer-Verlag, p. 26, 1991.

CARACTERIZAÇÃO DO SINAL MECANOMIOGRÁFICO EM DIFERENTES NÍVEIS DE CONTRAÇÃO MUSCULAR

M. A. C. Garcia*, T. T. Matta*, G. L. Oliveira**, T. A. Perini**, J. S. Ornellas**, A. A. Louzada*, L. A. Imbiriba* e J. Magalhães*

* Laboratório de Biomecânica da EEFD/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
** Laboratório de Fisiologia do Exercício da EEFD/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: garcia@eefd.ufrj.br

Abstract: Many authors emphasize the myoelectric activity as the most important information extracted from muscle contraction. Otherwise, some have given more attention to the mechanical aspects based on Mechanomyography (MMG). Two groups of both sexes performed isometric contractions in five different levels while MMG signal was collected from the right *biceps braquii* muscle through a biaxial accelerometer. The root mean square value (RMS), and the mean frequency from the MMG power spectrum were extracted from the MMG signals. The results pointed out that the RMS value seems to present a better correlation with muscle force then FME. However, both parameters can be related to some important muscle characteristics.
***Palavras Chaves*: Mecanomiografia, MMG, Contração muscular**

Introdução

O interesse sobre os mecanismos reguladores da contração muscular ainda desperta profunda curiosidade. Dentre as técnicas utilizadas na análise dos processos que envolvem a contração muscular, a eletromiografia (EMG) vem apresentando maior destaque. Através da atividade mioelétrica captada é possível observar o padrão de recrutamento e variação em freqüência dos potenciais de ação das unidades motoras (PAUMs) em diferentes níveis de contração muscular [1]. Por outro lado, alguns autores têm destacado que o conhecimento acerca de algumas características mecânicas envolvidas no processo contrátil é de fundamental importância para que também seja possível entender o processo de gradação da força do ponto de vista mioelétrico [2].

Na investigação da contração muscular, mas sob o ponto de vista mecânico, uma outra técnica de análise, denominada mecanomiografia (MMG) vem sendo utilizada. Esta técnica visa detectar vibrações geradas pelas fibras musculares durante a contração muscular e vem se destacando nas seguintes áreas: distinção de fibras musculares [3]; fadiga muscular [4]; e no âmbito clínico como ferramenta diagnóstica [5]. Como a aquisição do sinal de MMG é comumente realizada através de acelerômetros colocados sobre a pele, esta técnica é também conhecida como Vibromiografia (VMG) e Aceleromiografia (AMG) [6]. Dentre as características básicas do sinal de MMG, diferentemente dos sinais de EMG, está o seu conteúdo espectral de baixa freqüência, normalmente contido entre 25 Hz e 60 Hz [7].

A MMG é utilizada na investigação dos processos que envolvem a atividade muscular sob diferentes condições contração. Todavia, algo pouco discutido é quanto às direções das vibrações geradas pelas fibras durante a gradação de força, assim como, as possíveis diferenças entre sexos, exceto em trabalhos que se utilizam da EMG como técnica. Sendo assim, o presente estudo tem como objetivo caracterizar as componentes temporais e espectrais do sinal de MMG em função da força muscular gerada pelo músculo bíceps braquial, a partir de percentuais de uma contração voluntária máxima, comparando ambos os sexos.

Materiais e Métodos

A amostra foi composta por dois grupos de ambos os sexos, sendo 15 do sexo masculino (idade de 24,0 ± 5,25 anos) e 12 do sexo feminino (idade de 21,7 ± 1,5 anos), alunos do curso de graduação em Educação Física da EEFD/UFRJ, destros, praticantes de atividade física regular e sem histórico de lesões do sistema músculo-esquelético de membros superiores. Todos os voluntários receberam orientação sobre os procedimentos adotados e assinaram termo de consentimento de participação no estudo, submetido ao Comitê de Ética do HUCFF/UFRJ.

O sistema de aquisição foi composto de um computador (Pentium - 200 MHz), um conversor analógico-digital (DaqPad 1200 – NATIONAL INSTRUMENTS, EUA) de 12 bits e faixa dinâmica de ± 5V. Para a captação dos sinais de MMG, foi utilizado um sistema de acelerometria (modelo ADXL202E, Analog Devices), biaxial, com banda passante de 200Hz e sensibilidade de 315mV/g (g=aceleração da gravidade), cuja massa total era de 1,5 gramas. Este sistema foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica da EEFD/UFRJ e permitia medir acelerações de até 2g. A freqüência de amostragem foi de 2kHz. Os programas de aquisição e processamento dos sinais, assim como o desenvolvido para a realização

dos testes de força, foram elaborados em LabVIEW 5.0 (NATIONAL INSTRUMENTS, EUA).

Para a realização dos testes foi desenvolvido um aparato mecânico para apoio do membro superior direito e utilizado um sistema de dinamometria, com capacidade para regulagem individual de altura e distância em relação à articulação do ombro direito, mantendo-o em abdução de 70° (figura 1). Um dinamômetro (KRATOS DINAMÔMETROS, LTDA), fixado no solo, junto ao suporte, foi utilizado para a aquisição dos sinais de força. Durante a realização dos testes, cada voluntário permanecia sentado, com as articulações do joelho e quadril flexionadas em aproximadamente 90°; e membro superior direito abduzido, segundo a figura 1.

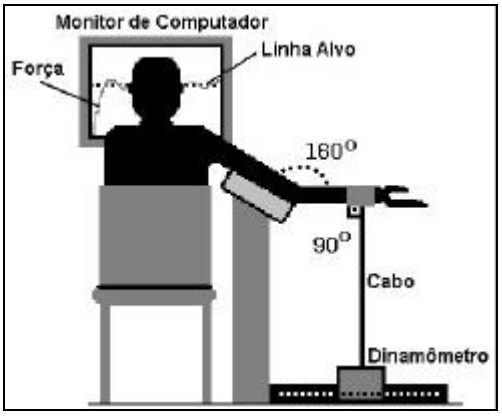


Figura 1: Esquema do aparato mecânico e do posicionamento do voluntário em relação ao sistema de aquisição de força.

O protocolo experimental constou de um teste de carga máxima (CM) por 6s. A partir deste dado foram calculadas as cargas percentuais administradas durante os testes de força: 20%, 40%, 60%, 80% e 100% da CM. Os testes foram realizados em um único dia e cada contração, do tipo isométrica, foi mantida por oito segundos, havendo um intervalo mínimo de dois minutos entre cada. Para o alcance da carga alvo, cada voluntário recebeu *feedback* visual com o auxílio de um monitor de computador (Figura 1), para cada uma das cargas administradas em ordem aleatória, através de um sorteio realizado antes de cada aquisição.

A aquisição dos sinais de força e de MMG foi definida a partir do alcance da carga alvo, perdurando por 8 segundos. Além disso, todos os voluntários receberam estímulo verbal por parte do experimentador.

O acelerômetro (Figura 2) foi colocado sobre a região ventral do músculo bíceps braquial direito através de uma fita dupla-face, seguindo protocolo sugerido por Hermens *et al*. [8] para a colocação de eletrodos de superfície em aquisição de sinais de EMG. O protocolo de colocação do acelerômetro foi baseado na distância tomada entre o acrômio e a fossa cubital, próximo à linha articular do cotovelo. Feita a medida, na posição adotada para a aquisição, à 1/3 da fossa cubital foi colocado o acelerômetro (Figura 3).

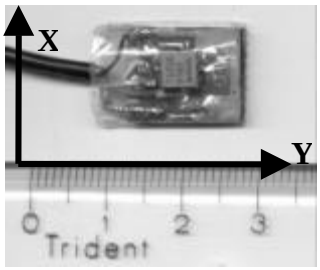


Figura 2: Acelerômetro e os eixos definidos quanto às direções das acelerações estudadas para cada variável.



Figura 3: Posicionamento do acelerômetro em relação ao membro superior direito.

Para a análise dos dados, foram somente estudados os 6 segundos intermediários de cada sinal obtido, excluindo, portanto, o primeiro e último segundo. Tal procedimento foi adotado para que se pudesse alcançar o mínimo de estacionaridade dos sinais de força e de MMG.

Foram calculados os seguintes parâmetros a partir dos sinais de EMG: A freqüência média (FM), a partir do espectro de potência e a raiz média quadrática (valor RMS). Cada um destes parâmetros foi, por sua vez, extraído de janelas de 1 segundo dos trechos intermediários selecionados.

A FM foi obtida a partir do espectro de potência do sinal ($S_m(f)$), calculado via Transformada Rápida de Fourrier (FFT). Esta variável pode ser expressa da seguinte maneira:

$$MMG_{FM} = \frac{\int_0^f f S_m(f)\,df}{\int_0^f S_m(f)\,df} \qquad (1)$$

Onde,
$S_m(f)$ é a função de densidade espectral do sinal.

O valor RMS, por sua vez, foi obtido através da seguinte equação:

$$MMG_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T}\int_0^T x^2(t)\,dt} \qquad (2)$$

Onde,
$x(t)$ é o trecho de sinal no segmento de duração T.

Para a comparação dos parâmetros entre as cinco cargas estudadas foi utilizada ANOVA two-*way* (α=0,05) e análise post-hoc *Tukey HSD*. A análise dos dados foi realizada através do programa *STATISTICA* 5.1 (StatSoft, Inc.).

Resultados

Ambas as variáveis (valor RMS e FM) foram estudadas quanto às acelerações nas direções apresentadas na figura 2 (X e Y), sendo, portanto, identificadas em função de cada uma delas.

O grupo masculino apresentou uma FM (Y), em 20% da CM, superior ($p<0,05$) àquelas apresentadas nos outros níveis. Entre os outros níveis de contração (40%, 60%, 80% e 100% da CM) não foi observada diferença estatística significativa ($p>0,05$). Por outro lado, o grupo feminino apresentou uma tendência de queda da FM (Y) mais pronunciada com o aumento da carga (Figura 4).

A variável FM (X), no grupo feminino, apresentou um comportamento semelhante à FME (Y), sendo apenas observada diferença estatística significativa entre 20% da CM e todas as demais cargas (p=0,0022 para 40% e p<0,0001 para as demais). Quanto ao grupo masculino, não foi observada diferença estatística significativa entre as cargas (Figura 5).

O valor RMS (Y) apresentou comportamento crescente com a carga, havendo maiores diferenças entre as cargas de 20% e 40% da CVM (p=0,000) e 80% e 100% da CVM (p=0,01) para o grupo masculino. O grupo feminino apresentou comportamento semelhante àquele observado no masculino, mas não foi detectada diferença estatística significativa entre as cargas. Quando comparados os grupos, o masculino apresentou resultados médios superiores aos encontrados no grupo feminino somente entre as cargas de 40% (p=0,001), 60% (p=0,002) e 100% (p=0,01) da CM (Figura 6).

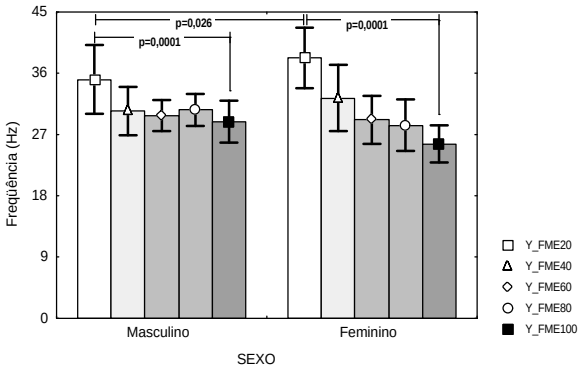


Figura 4: Comportamento médio (± desvio Padrão) da FME (Y) para todas as cargas e para ambos os sexos.

O valor RMS (X) apresentou resultados médios mais altos com o aumento gradual da carga quando comparados àqueles calculados em Y. No entanto, também foi observada maior variabilidade dos dados entre os sujeitos da amostra. Em X, quando novamente comparados os grupos, houve diferença estatística significativa apenas para a carga de 40% da CM (p=0,006) (Figura 7).

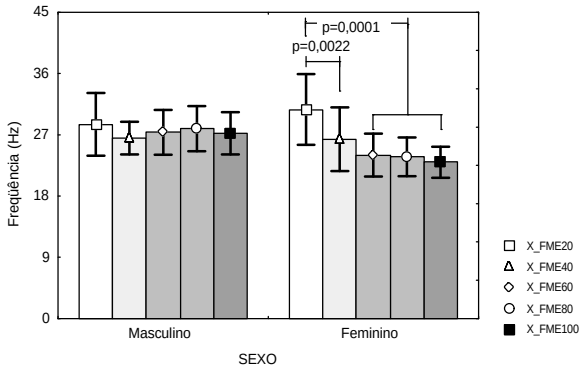


Figura 5: Comportamento médio (± desvio Padrão) da FME (X) para todas as cargas e para ambos os sexos.

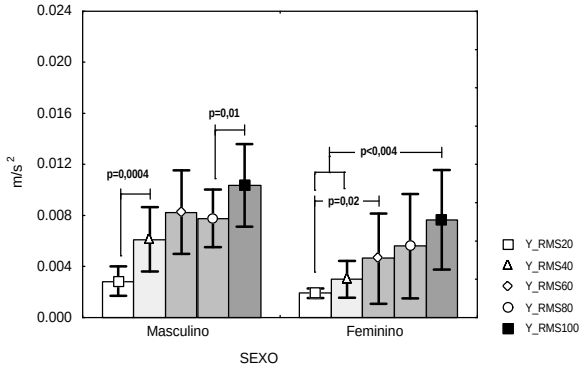


Figura 6: Comportamento médio (± desvio Padrão) do valor RMS (Y) para todas as cargas e para ambos os sexos.

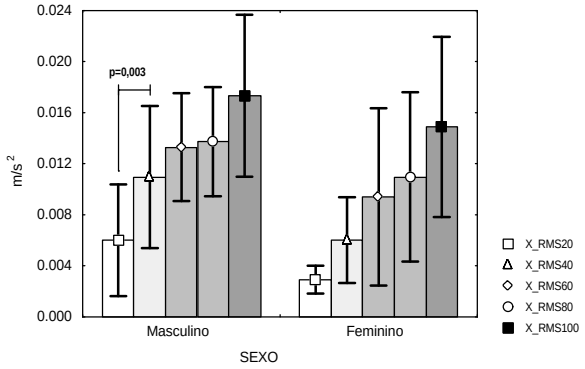


Figura 7: Comportamento médio (± desvio Padrão) do valor RMS (X) para todas as cargas e para ambos os sexos.

Discussão

Segundo Neering *et al*. [9], durante a contração muscular, parte do material aquoso presente no sarcoplasma é redistribuído a outras partes da fibra muscular, o que conduziria a mudanças no volume de diferentes trechos ao longo de sua estrutura e gerando ondas de pressão distribuidas lateralmente. Estes autores destacam que as variações se apresentam de forma não uniforme, mas que podem, inclusive, contribuir na identificação de algumas características estruturais das fibras musculares. Como grande parte dos estudos em MMG se baseia na utilização de microfones

especialmente adaptados para a captação do sinal gerado a partir da mudança de volume das fibras, esta variação da técnica, denominada Fonomiografia (FMG), refere-se ao sinal, no domínio da freqüência, com um aumento da FM em relação ao aumento no nível da contração muscular [4]. Através da acelerometria, método usado neste trabalho, foi possível observar um comportamento decrescente da FM em ambas direções (X e Y) com o aumento no nível percentual da CM, principalmente no grupo feminino. Estes resultados corroboram com a teoria do processo de fusão mecânica das unidades motoras, decorrente do aumento da taxa de disparos dos potenciais de ação quando há um aumento no nível de contração [10]. A justificativa para estas possíveis diferenças está no fato de que a pele e a camada de tecido adiposo podem atuar como um filtro passa-baixa, atenuando as componentes de mais alta freqüência do sinal quando colhido através de um acelerômetro [2]. Além disso, discute-se que as componentes de freqüência do sinal de MMG são fortemente dependentes do tipo de fibra muscular [3]. Logo, para estabelecer uma razão para este comportamento da FM, principalmente em Y, seria necessário obter maiores informações quanto ao tipo de fibra dos sujeitos avaliados. Mesmo assim, acredita-se que em baixos níveis de contração a atividade de um número reduzido de unidades motoras conduziria a um quadro de "tremor" do músculo, sendo este sinal de pequena amplitude, observado através do valor RMS, mas com componentes de alta freqüência. Elevado o nível de contração, com mais unidades motoras recrutadas e contraindo em fase, haveria um aumento da amplitude e uma redução das componentes de freqüência, ambas em X [10].

O valor RMS (X) apresentou comportamento crescente com a carga. Yoshitake *et al*. [3] discutem que um aumento no valor RMS nesta direção é definido pelo aumento na somação dos potenciais de ação das unidades motoras. Comparando os resultados encontrados, supõe-se que o grupo do sexo masculino, com valores médios superiores àqueles apresentados pelo sexo feminino, apresente maior taxa de fibras do tipo "rápida". Portanto, ao contrário de indivíduos do sexo feminino, que poderiam apresentar uma menor proporção deste tipo de fibra, o sinal de MMG, em X, resultaria neste comportamento, inicialmente esperado. Quanto a amplitude do sinal de MMG em Y, não foi encontrado qualquer trabalho na literatura que apresentasse um comportamento crescente com o nível de contração, exceto com a utilização da FMG. Portanto, ainda não foi possível estabelecer uma relação entre os mecanismos discutidos por Neering *et al*. [9] e o valor RMS em Y.

Conclusão

A MMG, através da acelerometria, demonstrou ser de fácil utilização e baixo custo. Além disso, poderá contribuir para melhor esclarecer os possíveis mecanismos envolvidos durante o processo de gradação da contração, inclusive de forma associada a EMG.

Referências

[1] FARINA D., MERLETTI, R. and ENOKA, R.M., "The extraction of neural strategies from surface EMG", *J. Appl. Physiol*. 96:1486-95, 2004.

[2] YOSHITAKE Y., SHINOHARA M., EU, H. and MORITANI, T., "Characteristics of surface mechanomyogram are dependent on development of fusion motor units in humans". *J. Appl. Physiol.* 93:1744-52, 2002.

[3] YOSHITAKE, Y. and MORITANI T., "The muscle sound properties of different muscle fiber types during voluntary and electrically induced contractions". *J. Electromyogr. Kinesiol*. 9:209-17, 1999.

[4] OSTER, G. and JAFFE, J.S., "Low frequency sounds from sustained contraction of human skeletal muscle". *Biophys. J.*, 30:119-28, 1980.

[5] BAJAJ P., MADELEINE P., SØGAARD, K., and ARENDT-NIELSEN, L. "Assessment of postexercise muscle soreness by electromyography and mechanomyography". *J. Pain*. 3(**2**):126-36, 2002.

[6] International Society of Biomechanics' Internet site address: http://www.isb.ri.ccf.org/biomch-l/archives-1-1198-03/00211.html, acessado em 24/08/2003.

[7] OSTER G. "Muscle Sound". *Sci. Am*. 250:80-8, 1984.

[8] FRERIKS B., HERMENS H.J., DISSELHORST-KLUG, C., RAU, G., "The recommendations for signal processing methods for surface electromyography", in HERMENS, H.J., FRERIKS, B., MERLETTI, R., STEGEMAN, D., BLOK, J., RAU, G., DISSELHORST-KLUG, C., HÄGG, G. (Ed): *European Recommendations for Surface Electromyography – SENIAM Project*, Enschede: Roessingh Research and Development b.v., pp. 13-25, 1999.

[9] NEERING I.R., QUESENBERRY L.A., MORRIS, V.A., and TAYLOR, S.R., "Nonuniform volume changes during muscle contraction", *Biophy J*. 59:926-32, 1991.

[10] AKATAKI K., MITA K., WATAKABE, M., and ITOH, K., "Mechanomyogram and force relationship during isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle", *Eur. J. Appl. Physiol.* 84:19-25, 2001.

FORECASTING EPIDEMIOLOGICAL BEHAVIOR OF RESPIRATORY DISEASES IN MEXICO CITY USING NEURAL NETWORKS

Angel Fernando Kuri-Morales*, Pablo Kuri-Morales**

* Instituto Tecnológico Autónomo de México/Departamento de Computación, México D.F., México
** Secretaría de Salud/Dirección General de Epidemiología, México D.F., México

e-mail: akuri@itam.mx
pkuri@dgepi.salud.gob.mx

Abstract: In this paper we describe the application of a Neural Network (NNM) model (multi-layer backpropagation perceptron model) to forecast the number of respiratory deseases in Mexico City as a function of the detected events in 5 neighboring states during the weeks preceding the dates of interest. The model was derived from the data collected by the *Dirección General de Epidemiología (DGE)* of the Secretaría de Salud, the Mexican department in charge of detection and containment of events of epidemiological category. The accurate forecasting of such incidences allows the DGE to take the adequate previsions which may facilitate the correct supply of medicaments as well as the personnel responsible for the primary attention.

***Keywords*: Epidemiology, Neural Networks, Forecasting, Disease containment.**

Introduction

The DGE is the public Mexican institution in charge of detecting and, if necessary, providing information leading to the containment of epidemic outbreaks with the specific purpose of ameliorating the possible damages to the population's health. Desirably, it should establish reliable forecasts of such epidemics with the final aim of preventing potential spreads before the outbreaks occur and, ultimately, of optimizing medical attention and minimizing the associated costs. The DGE is responsible for the National Epidemiological Surveillance System, which reports on a day-to-day basis the incidence of all relevant diseases in Mexico. As a result of this surveillance reliable statistics are published and, more importantly, kept for future reference and usage. With this historic information at hand, it is relatively easy to attempt the development of predictive models which will pave the way to plausible resource optimization, both human and financial.

Of all different diseases, a set of the utmost importance is the one related with the respiratory tract. This is particularly true in the urban complex of Mexico City because of the prevailing quality of the air which has been a main concern of the environmental authorities for the last decade [1]. In this vein, we decided to try out a methodology which has been repeatedly successful in establishing time series models over the past years: Neural Networks. Particularly, we decided to tackle the problem by using a feedforward non-recurrent multi-layer perceptron network trained with the backpropagation algorithm of Rumelhart's [2]. Such a NN may be properly termed a BMLP (backpropagation multi-layer perceptron), a term which we use onwards. In order for the BMLP to attain its goal we must take the following steps: a) Define the structure of the model, b) Pre-process the available data, c) Define the best practical architecture of the BMLP, d) Validate the model. In what follows we describe each of the steps we took and, at closing, offer our conclusions.

Structure of the Model

Out of the extensive data available, we decided to define a model in which the number of diseases of the respiratory tract (DRT) would be expressed as a function of the number of DRTs in the 5 geographically more relevant closer states (Hidalgo [hgo], México State [mex], Morelos [mor], Puebla [pue] and Querétaro [qro]) to Mexico City (hereinafter also referred to as DF [for "Distrito Federal"] or df) and the DF itself, in the recent past. In most of the states above, the population is largely found in urban centers of different categories. The relative importance of these centers lies not only in their size and their proximity to the Mexican metroplex but also on the amount of traffic between the main cities of these states and Mexico City. Therefore, a very general functional expression may be written as follows:

$$df(t) = f[df(t-k), hgo(t-k), mex(t-k),... \\ mor(t-k), pue(t-k), qro(t-k)] \quad (1)$$

For practical reasons we tested three possibilities (a) 28 days, b) 56 days and c) 84 days, i.e. $k_1=28$, $k_2=56$, $k_3=84$) and the corresponding models. The models, therefore, consists of 6 input variables and one output variable. They are described in equations (2-4):

$$df(t) = f[df(t-28), hgo(t-28), mex(t-28),... \\ mor(t-28), pue(t-28), qro(t-28)] \quad (2)$$

$$df(t) = f[df(t-56), hgo(t-56), mex(t-56),... \\ mor(t-56), pue(t-56), qro(t-56)] \quad (3)$$

$$df(t) = f[df(t-84), hgo(t-84), mex(t-84),... \\ mor(t-84), pue(t-84), qro(t-84)] \quad (4)$$

In the past [3] the approach which we may call "classical" has been to approximate numerically the data in some "adequate" way. As a consequence, a set of equations is advanced so that the form of the right hand side of equations in (1-4) is predetermined. For instance, one may postulate a full polynomial relationship of the form

$$df(t) = \sum_{i_1=0}^{d_1} \sum_{i_2=0}^{d_2} \cdots \sum_{i_6=0}^{d_6} C_{i_1 i_2 \ldots i_6} v_1^{i_1} v_2^{i_2} \ldots v_6^{i_6} \quad (5)$$

where the v_i's correspond to

$$df(t-k), hgo(t-k),..., qro(t-k)]$$

and finding the model is equivalent to calculating the values of the coefficients in (5). In order to do this, however, we must complementarily define the maximum degrees (d_i) and the metric under which the approximation is to be determined. Defining the degrees immediately establishes the mathematical complexity of the task at hand. To set $d_1 = d_2 = ... = d_6 = 2$ (which defines a model of relative simplicity) means that there are $\underbrace{3 \times 3 \times ... \times 3}_{6 times} = 3^6 = 729$ coefficients (running from C_{000000} to C_{222222}). Even if these degrees were appropriate and the form of the approximating polynomial were adequate, the sheer task of finding 729 coefficients is numerically very challenging. A usual metric (denoted as L_2) demands us to find the approximant which minimizes the mean quadratic error and involves the solution of large systems of simultaneous equations. Another possible norm (denoted as L_∞) demands us to find the approximant which minimizes the largest absolute error. The precision needed to adequately solve the such systems of equations is, generally, beyond the precision scope of a typical computer. On the other hand, such approximation problem requires of, at least, 729 known data points. Furthermore, when using L_2 the data set has to comply with certain properties which are, in general, difficult to fulfill. More importantly, the generalization power of such a model is, normally, very poor. Some previous attempts at approximating with selected monomials under L_∞ have had relative success [4] but because we expected a highly non-linear relation between the involved variables the expected degrees were too high to be tackled under this light. Hence, it was natural to attempt using BMLPs. In BMLPs the predefined form of the model, as stated above, is abandoned. The methodology implies that the number of "coefficients" (which, in this case, are more properly denoted as the "weights" of the feedforward network) is a consequence of the training process and the expression of the mathematical relationship. A further advantage is that by using the so-called "early stop" [5] training strategy (which involves cross validation) we may guarantee good generalization properties.

Data Preprocessing

Originally we were able to use the data from the past 43 weeks (in this article we illustrate with data from the year 2001). This data corresponded to weekly reports but we wanted to express our forecast on a daily basis. We, therefore, interpolated data using a multivariate set of natural splines [6]. Data were interpolated with a 7:1 proportion, yielding a total of 301 day observations; six splines were calculated (one for each of the independent variables). The interpolated data corresponding to the number of DRTs in Mexico City is shown in figure 1.

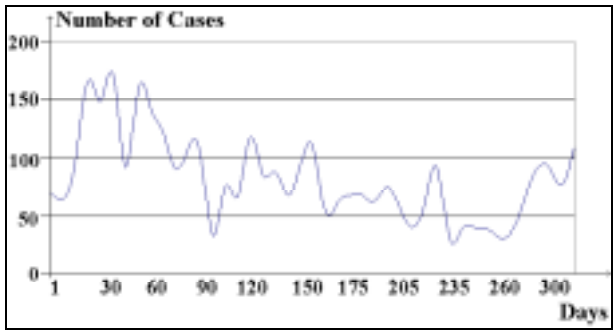


Figure 1: Number of DRTs in Mexico City during the last 301 days

Data were then mapped into the [0,1] interval. It was this interpolated and normalized data which were modeled.

Architecture of the BMLP

Cybenko [7] demonstrated rigorously that a single hidden layer is enough to uniformly approximate any continuous function with support in a unit hypercube. Thus, the BMLPs were set to a 6-4-1 architecture, as shown in figure 2.

In figure 2 the circles represent an individual perceptron (whose activation function may be linear or sigmoid), the interconnecting lines implicitly carry a weight and the uppermost perceptron is the threshold neuron with conventional input = +1. All perceptrons are strongly connected (partially shown in the preceding figure) thus yielding a total of interconnecting 33 lines.

Spline interpolation served, in this context, two purposes: a) It allowed us to work on a daily basis and b) It guaranteed that the data under analysis corresponds to a continuous function. The activation functions were linear-logistic-linear for layers 1,2 and 3, respectively. The data set was split into two: a training set and a test

set for cross validation purposes. The training set comprised 80% of the observations; the test set the

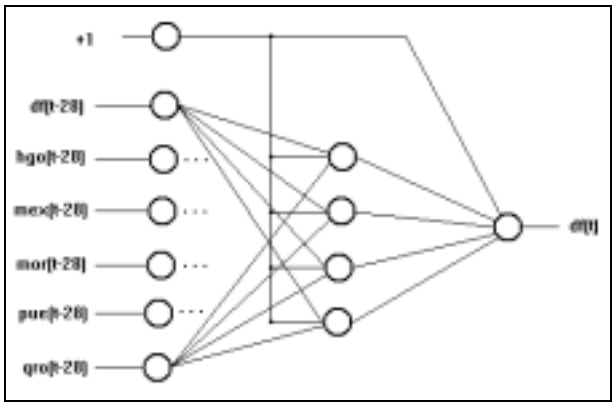


Figure 2: The Architecture of the BMLP Model

remaining 20%. That is, 20% of the original data were extracted randomly from the original (full) data set to generate the test set. The training set was formed with the remaining unselected data. The BMLP were trained using the backpropagation algorithm with momentum. Training rate (η) and momentum (μ) were set as follows: $\eta = 0.01$ and $\mu = 0.7$ in layer 1; $\eta = 0.0001$ and $\mu = 0.9$ in layer 2 in all BMLPs.

Validation

The networks were trained up to the point where the root mean square error for the test set ($Test_{RMS}$) was minimum, thus ensuring best generalization properties. The RMS error values obtained for 28, 56 and 84 days forecasting were as follows: $Test_{RMS}28$ = 6.65%; $Test_{RMS}56$ = 5.85%; $Test_{RMS}84$ = 5.77%. In the same order, the maximum test errors ($Test_{MAX}$) were, respectively, 28.57%, 21.24% and 17.77%. As a result, 33 weights were determined for each of the three models. Notice that forecasting RMS errors are smaller for the largest period of time (k = 84). The maximum test error follows a similar pattern.
The properties of the networks were tested vs. the full data set. Remember than upon training, the BMLP does not "see" the whole sample. Rather, it is presented with only 80% of the data. Likewise, it is tested with data it does not "know".

Discussion

From the training of the BMLPs we may synthesize the number of diseases of the respiratory tract as a function of the recent past history. A compact mathematical expression may be attempted by following the next conventions:

a) We express the topology of the BMLP as a three number vector (for the input (I), hidden (H) and output (O) neurons, respectively) such as (6,4,1).

b) Then we express the corresponding transfer functions per layer as a two number vector, where "1" stands for "linear" and "2" for "logistic. Hence, the vector (1,2,1) stands for "linear transfer functions in the first layer, logistic in the second and linear in the third".

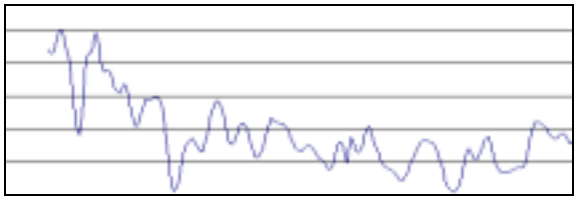
c) Finally, there are C connections and their corresponding weights in the network, as follows:

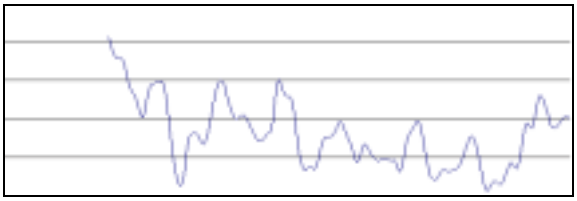
$$C = I \cdot H + H \cdot O + H + O$$
$$= (I + O + 1)H + O$$

For a (6,4,1) network, C=33. These C values are expressed as real positive or negative numbers. Following this convention, for instance, the first model (28-day lag) is as follows (only the first 3 $[w_1,w_2,w_3]$ and the last 2 $[w_{32},w_{33}]$ weights are shown):

$$df(t - 28) = [(6,5,1); (1,2,1); (-12.4428, 2.4156, 1.2670, ..., 0.8602, 1.0327)] \quad (6)$$

This is, of course, a compact way of synthesizing the number of respiratory diseases in Mexico City as a function of the recent past history in the significant geographical area. Notice that 39 numbers are enough to describe and accurately approximate the 1,638 numbers contained in the statistical data for the 28-day lag model. Similar expressions may be constructed to describe the 56 and 84-day lag models.
In the following three figures (figure 3-5) we show the graphs of the predicted number of cases as per our models in the vertical axis and the days in the horizontal axis. In figure 3 in order to adequately forecast the events we must use the data from the previous 28 days. Therefore, a 28-day gap appears on the leftmost part of the graph. Similar considerations hold for figures 4 and 5, where forecasting with older data yields 56 and 84-day gaps.


Figure 3: Predicted DRTs in Mexico City using a 28 day time lag


Figure 4: Predicted DRTs in Mexico City using a 56 day time lag

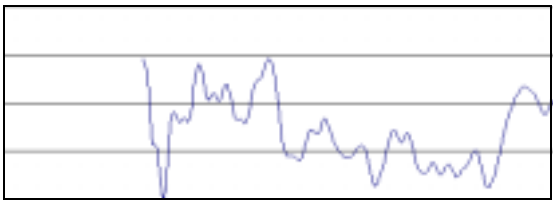


Figure 5: Predicted DRTs in Mexico City using an 84 day time lag

Some differences are evident from the figures, but it stands out how small these are. In fact, the actual magnitude of the said differences is only discernible from the mathematical expressions underlying the graphs.

Conclusions

It is apparent both from the numerical and graphical evidence that the attempted forecast was successful from any practical point of view. In this regard it is important to point out that our BMLPs need to be retrained periodically in order to maintain their efficiency. Interestingly, the models perform better if we go back in time. It is still a matter of research to establish the best time lag to be considered. Training new models with different such lags should pose no new problems.

As is usual with BMLP, their lack of explanatory properties was met with initial skepticism. However, the models have proven to be compact and reliable. It only remains to see if the practical forecasts derived from them during an initial quality control phase (now in progress) meets the standards.

If this is the case (and we are confident it will be) the Health System in Mexico may benefit significantly by:

a) Having accurate estimates of expected needs for the attention of patients with DRTs.
b) Being able to quantify *a priori* the expected service demand due to DRTs in attention centers.
c) Facilitating the logistics for the distribution of medicines and supplementary material.
d) Quantifying the cost of both human and physical resources.
e) Establishing preventive measures which, as is well known, will result in better levels of attention at smaller costs.

Future (complementary models) will address the problem of forecasting the number of cases for DRTs in the remaining 31 states of the country. Likewise, we will focus also on different diseases. It is pertinent to point out, as usual, that NNMs have the interesting feature of being amenable to application without particular knowledge of the problem's domain, which makes them ideal tools where as here, the ultimate causes for the incidence of the diseases is a matter of research.

References

[1] HIBLER, M., *Controlando la Polución del Aire en Ciudad de México*, IDRC Reports: Centro Internacional de Investigaciones para el Desarrollo, 2003; Internet site address: `http://web.idrc.ca/es/ev-31594-201-1-DO_TOPIC.html`, accessed 5/5/2004.

[2] RUMELHART, D.E., HINTON, G.E., WILLIAMS, R.J., 'Learning Internal Representations by Error Backpropagation', In*:* Rumelhart, D.E., McClelland (Eds.): *Parallel Distributed Processing - Explorations in the Microstructure of Cognition. Vol. 1: Foundations*, Cambridge, MIT Press, pp. 318-362, 1986.

[3] SCHEID, F., *Numerical Analysis*, Schaum's Outline Series, McGraw-Hill, 1968.

[4] KURI, A., 'Multivariate Approximation via a Genetic Algorithm ', *Proc. of Iberamia 96*, Cholula, México, 1996, pp. 114-120, 1996.

[5] HAYKIN, S., *Neural Networks. A Comprehensive Foundation 2nd Edition*, New Jersey: Prentice-Hall, 1999.

[6] BARTELS, R. H.; BEATTY, J. C.; AND BARSKY, B. A.AYKIN, S., *An Introduction to Splines for Use in Computer Graphics and Geometric Modellings*, San Francisco, CA: Morgan Kaufmann, 1998.

[7] CYBENKO G., "Approximation by superpositions of a sigmoidal function", Urbana, Illinois: University of Illinois, 1988.

COSTO FISIOLOGICO DE LA MARCHA ASISTIDA POR ESTIMULACION ELECTRICA DE UN PACIENTE CON PARAPLEJIA INCOMPLETA

S. Escobar*, C. Tabernig *, F. Sotelano**, L. Araquistain*** y H. Miyagi***

* Facultad de Ingeniería, Bioingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Paraná, Argentina
** Instituto ULME, Buenos Aires, Argentina
*** Hospital Roca, Buenos Aires, Argentina

e-mail: rnesco@ceride.gov.ar

Abstract:Functional Electrical Stimulation (FES) is employed to assist the gait of handicapped people. Phsysiological Cost Index (PCI) gives an idea about the ability of the person to walking and the evolution of the cardiac frecuency. In this article we presented a case of an injured suject with incomplete T10 lesion walking with FES and with long braces. PCI was calculated while he was walking with these two kinds of orthesis. The PCI resulted more elevated in the FES assited gait, but the slope of FES PCI curve was negative reaching similar values of PCI with long braces.

***Palabras Claves*: Costo fisiológico, estimulación eléctrica funcional, marcha**

Introducción

La estimulación eléctrica funcional (FES, por su sigla en inglés) es una alternativa novedosa para la bipedestación y marcha de personas con lesiones medulares[1]. Esta técnica, por medio de estímulos eléctricos externos, excita los nervios periféricos que a su vez logran la contracción funcional del músculo con parálisis.

Para sus aplicaciones en bipedestación y marcha de sujetos con lesiones medulares se ha desarrollado el sistema BioStep de 4 canales de estimulación superficial que responde a la estrategia de marcha de excitación alternada entre cuádriceps y los nervios mixtos de la fosa poplítea para el disparo del reflejo de triple flexión durante la fase de balanceo [2].

A los efectos de la prescripción médica de una ortesis, resulta muy importante evaluar cuantitativamente la calidad de la marcha humana lograda por distintos dispositivos, entre ellos los basados en FES. Numerosos estudios han utilizado la frecuencia cardíaca (FC) como índice de performance de la marcha [5][6][7][8], pues ésta se correlaciona con el consumo de oxígeno en el ejercicio aeróbico [3]. Además, el registro ambulatorio de la FC es simple de realizar debido a que requiere a lo sumo de tres electrodos para la adquisición de una derivación del electrocardiograma (ECG). Sin embargo, según Carrollo et al [3], la FC solamente no debería ser utilizada para evaluar la marcha pues no incluye ningún parámetro funcional que describa la habilidad de la persona para llevar adelante esta actividad.

En 1979, MacGregor et al., introdujeron el índice de costo fisiológico, conocido como PCI por su sigla en inglés, que se define de la siguiente manera:

$$\mathbf{PCI}[\text{lat/m}] = \frac{(\mathbf{FCe} - \mathbf{FCr})[\text{lat/min}]}{\mathbf{velocidadpromedio}[\text{m/min}]}$$

donde, **FCe** es la frecuencia cardíaca estacionaria o final, alcanzada durante el ejercicio, y **FCr** es la frecuencia cardíaca en reposo, antes de iniciar el ejercicio.

El PCI combina la velocidad de la marcha, como parámetro funcional, y la FC, como parámetro fisiológico y puede ser usado como un índice de performance de la marcha [3][4][9]. Es de fácil obtención y su comportamiento ha demostrado ser similar al de los parámetros que entregan los métodos tradicionales de evaluación energética [3] [4][10][12][13]. Un índice PCI mayor que otro indicaría mayor costo fisiológico para realizar la marcha: ya sea por un aumento de la FC para una misma velocidad de marcha o una disminución de ésta a FC constante.

EL PCI puede obtenerse manualmente calculando la FC a partir del pulso del sujeto y midiendo la distancia y el tiempo insumido durante la marcha; o puede realizarse en tiempo real por medio del registro del ECG, tal como se propuso con el sistema telemétrico BioPCI [11].

El PCI ha sido usado para evaluar la marcha de pacientes lesionados medulares utilizando ortesis mecánicas y eléctricas [4][12][13][14][15], los efectos de la FES en pacientes con esclerosis múltiple [16] y parálisis cerebral [17], el estado físico de deportistas [3] y personas que habían sufrido accidentes cerebro vasculares[18], entre otras aplicaciones. Sin embargo, no se ha evaluado el costo fisiológico de la marcha asistida por el BioStep.

En este trabajo se presentan los resultados de la evolución del PCI de un paciente con paraplejía incompleta cuya marcha fue asistida por FES mediante el uso del sistema BioStep.

Materiales

El sistema de FES empleado fue el BioStep en su modalidad de estimulación sincronizada por disparo externo. BioStep brinda pulsos rectangulares de estimulación superficial a corriente constante, de 0.3 mseg. de ancho y 25 Hz. de frecuencia.

Para obtención del PCI se empleó el sistema BioPCI que, por medio del registro de la derivación electrocardiográfica D1, permite la adquisición y visualización de la señal de ECG, calcula y visualiza de la FC y determina el PCI por tramos o pasadas.

Se documentó la experiencia por medio de su filmación por video y procesameniento digital posterior.

Metodología

Se incorporó un individuo de 21 años de edad con parálisis del miembro inferior derecho a causa de una lesión medular D 10 incompleta por herida de arma blanca, con buen estado clínico y cardiovascular.

El sujeto fue entrenado en el uso del Sistema BioStep en el miembro pléjico que proporciona contracción del cuádriceps durante el apoyo e induce la dorsiflexión del pie durante la fase de balanceo de la marcha, por medio de la estimulación del nervio ciático poplíteo externo

Se instó al sujeto a realizar caminatas de tramos de 4 m a cadencia libre con dos tipos de asistencia: con el BioStep y con valvas termoformadas largas (marcha sin FES), fijando la articulación de la rodilla en hiperextensión y la del tobillo a un ángulo funcional. En ambos tipos de marcha se calculó la FCr cuatro minutos antes del inicio de la caminata, la FCe y el PCI para cada pasada de 4 m.

Resultados

En la figura 1, y a modo de ejemplo, se observa una evolución típica de las 2 variables involucradas en el cálculo del índice PCI durante 8 pasadas: a una frecuencia cardíaca casi estable, el comportamiento del PCI refleja la velocidad de la caminata evidenciando, en cierta manera, la habilidad del individuo para realizarla.

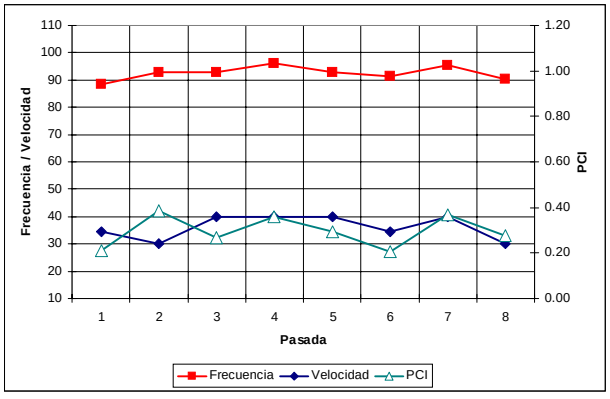


Figura 1: Ejemplo de la evolución de la velocidad de la marcha [m/min], la FC [lat/min] y el PCI [lat/m].

En la figura 2 se observan las evoluciones de la FC, de la velocidad de la marcha y del PCI durante la caminata del paciente con las valvas largas y con FES; y en la figura 3 la evolución del índice PCI y la línea de tendencia para ambos tipos de marcha.

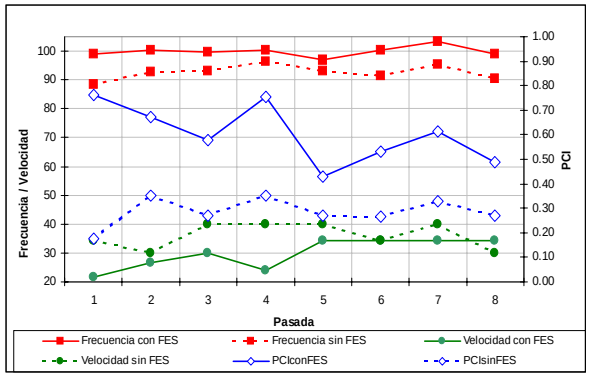


Figura 2: Evolución de la velocidad de la marcha [m/min], la FC [lat/min] y el PCI [lat/m]

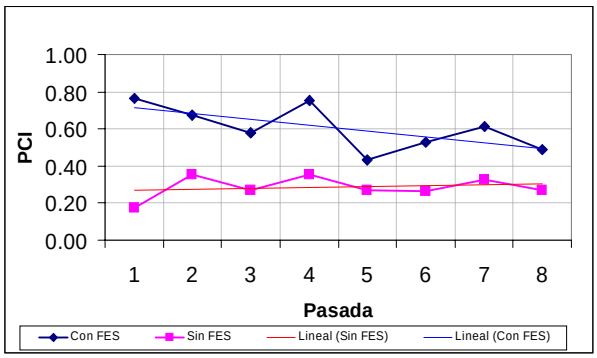


Figura 3: Evolución del PCI [lat/m] del paciente marchando con FES y con valvas largas

Conclusiones

La figura 2 deja en evidencia un mayor costo fisiológico de la marcha asistida por FES respecto de la marcha del mismo individuo con valvas largas. Pero si se profundiza el análisis se deduce que esta diferencia se debe casi exclusivamente a la menor velocidad de marcha.

Del análisis de la figura 3 se observa que la marcha con valvas presenta un PCI casi estable, mientras que el PCI de la asistida por FES tiende a disminuir. Esta última observación hace suponer que con más entrenamiento del paciente y más tiempo de marcha, ambos costos fisiológicos serían similares.

A nivel metodológico resulta dificil mantener condiciones experimentales estrictas e instar a personas con discapacidades motrices a caminar durante grandes distancias, en distintas situaciones y siempre comenzando en la misma condición inicial. No obstante

ello, el análisis aquí presentado es un primer paso para la valoración del esfuerzo y de los avances en el entrenamiento de habilidades en el uso de ortesis eléctricas.

Referencias

[1] GRAUPE D., KOHN K. "Functional electrical stimulation for ambulation by paraplegics". Ed. Krieger publishing. 1ra Ed. 1994

[2] TABERNIG C., RUFINER A., SCHIAFFINO L., ESCOBAR S. ND BONFILS E. "Sistema de Estimulación eléctrica funcional para bipedestación y marcha". *Memorias XVI Congreso Anual de la Sociedad española de Ingeniería Biomédica*. P, Valencia, España, 1998, pp.397-399, 1998.

[3] CAROLLO J, WILLIAMSON J, WINCHESTER P. "Comparison of oxygen uptake and PCI at submaximal walking velocities" *Proc. RESNA* pp 34-37, 1996.

[4] WINCHESTER P, CAROLLO J, HABASENCH R.. "Physiologic cost of reciprocal gait in FES assisted walking". *Paraplegia* 32: 680-686, 1984

[5] BERNARDI M, CANALE I. "Ergonomy of paraplegic patients working with a reciprocating gait orthosis". *Paraplegia*. 33(8): 458-63, 1995.

[6] BIRNBAUM L, HEDLUND C. "The oxygen cost of walking with an artificially immobilized knee with and without a shoe-lift". *Journal of Exercise Physiology*. Vol 1, Nr 1, April, 1998.

[7] MASSUCCI M, BRUNETTI G. "Walking with the advanced reciprocating gait orthosis (ARGO) in thoracic paraplegic patients: energy expenditure and cardiorespiratory performance". *Spinal Cord.* 36(4):223-7, 1998.

[8] MERATI G, SARCHI P. "Paraplegic adaptation to assisted-walking: energy expenditure during wheelchair versus orthosis use". *Spinal Cord* 38(1):37-4, 2000.

[9] BULTER P, ENGELBRECHT M, et al.. "Physiological cost index of walking for normal children and its use as an indicator of physical handicap". *Dev Med Child Neurol* 26(5):607-12, 1984

[10] STEIN R, PHIL D. "Improved efficiency and mobility for persons with motor disabilities". *Proc. 5yh Annual Conference of the Int. Functional Electrical Stimulation Society.* 2000

[11] MAZZARO N, ESCOBAR S, TABERNIG C. "Sistema de evaluación del costo fisiológico de la marcha". *Memorias del XII Congreso Argentino de Bioingeniería*; Salta, Argentina, 2001,pp: 1-4, 2001

[12] CHIN T, SAWAMURA S. "The efficacy of physiological cost index (PCI) measurement of a subject walking with an Intelligent Prosthesis". *Prosthet Orthot* 23(1): 45-9. 1999

[13] NENE AV, JENNINGS SJ. "Physiological Cost Index (PCI) of paraplegic locomotion using the ORLAU ParaWalker". *Paraplegia*; 30(4): 246-52. 1992.

[14] TAYLOR P, BURRIDGE J, DUNKERLEY A, Wood D. "Clinical use of the Odstock dropped foot stimulator, it's effect on the speed an effort of walking". *Arch Phys Med Rehabil* Vol 80. 1999

[15] WINCHESTER PK, CAROLLO JJ. "A comparison of paraplegic gait performance using two types of reciprocating gait orthoses". *Prosthet Orthot Int*. 17(2): 101-6. 1993.

[16] SWAIN I, BURRIDGE J, JHONSON C, MANN G et al. "The efficacy of FES in improving walking ability for people with MS". *Proc. of the 5th Annual Conference of the IFESS*.

[17] ROSE J, GAMBLE J, MEDEIROS J. "Energy cost of walking in normal children and in those with cerebral palsy: comparison of heart rate and oxygen uptake". *J. Pediatr Orthop* 9: 276-279. 1989.

[18] PEEL C, UTSEY C. "Role of endurance exercise in older persons with Physical Disabilities Resulting from CVA: A case report". *American Therapy Association*, Vol 18, Nro 1. 1995.

AVALIAÇÃO DA DETECÇÃO DO COMPLEXO QRS ATRAVÉS DA TRANSFORMADA DISCRETA WAVELET

A. Schuck Jr.*, M. V. Bandeira* e T. N. Peres*

* UFRGS/PPGEE, Porto Alegre, Brasil

e-mail: schuck@eletro.ufrgs.br

Abstract: The aim of this work is assessing an ECG QRS Wave Detector based on the Discrete Wavelet Transform (DWT) pre-processing. The signals used for the tests were the registers 100 and 103 of the MIT-BIH database. The DWT of this signal were performed for all the mother wavelets available in the Matlab's Wavelet Toolbox, and for dilatation levels from 1 to 5. The signals obtained were first visually compared with the ones obtained by Pan & Tompkins pre-processing algorithm. Then, it was used also a QRS counter and the Sensitivity and Predictivity parameters were performed. The mother wavelet that achieved these parameter values higher than 99% were coif5, sym8 and sym14, all with level 4 of dilatation.

***Palavras Chaves*: Transformada Wavelet Discreta, Análise de sinais ECG, Detectores de complexo QRS**

Introdução

O Eletrocardiograma (ECG) é um registro da atividade elétrica do coração, que é de grande utilidade no diagnóstico e acompanhamento de anormalidades do ritmo cardíaco. Para a detecção e análise automática do batimento cardíaco, geralmente é utilizado o complexo QRS por ser o componente mais fácil de se identificar no ECG. Entretanto, devido à variação morfológica do ECG no tempo, às variações fisiológicas do paciente e aos ruídos diversos que corrompem o sinal, a detecção do complexo QRS passa a ser uma tarefa difícil. Por isto, os algoritmos para detecção de complexo QRS tem sido alvo de intensa pesquisa, sendo diversos os métodos propostos para tal [1].

Um dos algoritmos mais referenciados é o algoritmo proposto por Tompkins e co-autores [2-4], um algoritmo derivativo constituído de uma etapa de pré-processamento e uma etapa de decisão/detecção dos complexos. A etapa de pré-processamento envolve uma filtragem passa-faixas do sinal ECG, o cálculo da derivada do sinal filtrado, tomar-se o quadrado da derivada e finalmente integrar-se es sinal. Após isso, esse sinal processado (*feature signal*) alimenta uma etapa de decisão e contagem dos complexos QRS. Um exemplo do resultado deste processamento é mostrado na Fig. 1, e neste trabalho este sinal é usado como referência padrão para comparações com outros pré-processamentos. A desvantagem deste algoritmo é sua elevada complexidade computacional, não permitindo que o algoritmo possa ser utilizado em aplicações de tempo-real.

A Transformada Wavelet vem também sendo aplicada em algoritmos para a detecção de complexos QRS [1]. Em [5-7], é mostrada a utilização da transformada wavelet discreta diática (DyWT) na detecção de complexos QRS, onde os autores criaram através de *splines* uma função wavelet mãe (*mother wavelet*) específica para tais decomposições. Com isto, eles afirmam superar problemas tais como insensibilidade à não estacionariedade do complexo QRS e a não robustez frente aos ruídos. Desde então, vários autores têm feito uso desta transformada [8-14] ou de bancos de filtros para o pré-processamento, detecção e compressão de sinais de ECG. Mas de modo geral ou os autores usaram uma ou duas funções wavelets mãe para suas análise, ou foi criada uma função especial para tal.

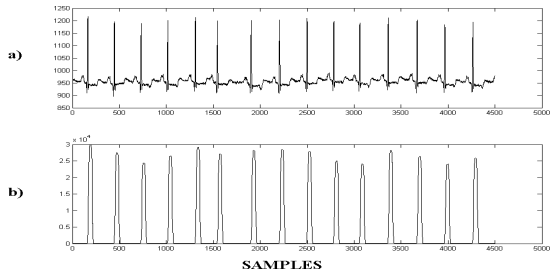


Figura 1: a) Trecho do registro 100, b) *feature signal* deste trecho.

Em Dinh et al. [15], é feita a avaliação de um detector baseado em DWT usando como bases de decomposição funções baseadas em B-Splines quadráticas, cúbicas, Haar e Daubechies 3. Para estas escolhas, as funções mais adequadas são aquelas com simetria de alta ordem, sendo a Spline cúbica a que obteve melhor resultado.

Em Schuck Jr. and Wisbeck [16], é demonstrada a possibilidade do uso de funções wavelet mãe complexas para o pré-processamento de sinais de ECG para detecção dos QRS.

Este trabalho apresenta uma avaliação quantitativa e qualitativa de todas bases de decomposição contidas no Wavelet Processing Toolbox 1.0 do MatLab 5.3 , no sentido de se responder qual ou quais seriam as funções wavelet mãe e qual o nível de dilatação associado que apresentariam um melhor desempenho num detector de

QRS, usando o proposto por Tompkins [2-4] como referência.

Materiais e Métodos

Para as análises, o sinal de ECG escolhido foi o canal 1 do registro 100 do banco de arritmias do MIT-BIH [17].(picos das ondas R mais claros e poucos artefatos). Para fins de verificação da robustez dos algoritmos em relação à ruído, também o registro 103.

Na análise, os sinais de ECG foram decompostos através da DWT até o quinto nível de dilatação (em escala diádica o quinto nível de dilatação corresponde a uma dilatação igual a 2^5), usando todas bases disponíveis para tal. Para tanto, usou-se as funções do Matlab 5.3. Fez-se também o pré-processamento do sinal de ECG com o algoritmo de [2-4] para gerar os sinais padrão. Inicialmente, comparou-se visualmente todas decomposições obtidas com os sinais padrão, procurando-se verificar quais decomposições apresentavam uma morfologia o mais semelhante a estes. Com esta etapa, fez-se uma pré-seleção dos sinais processados a serem utilizados na etapa seguinte, bem como o nível de detalhamento destes sinais processados.

A seguir, foi implementado no MatLab o algoritmo de detecção/contagem dos complexos QRS conforme [2-4] e aplicou-se este algoritmo a todos os sinais processados na etapa anterior. Então efetuou-se a contagem dos complexos QRS e comparou-se o resultado com o número real de batimentos (informado na base de dados) e com o número obtido dos sinais padrão". Os critérios de comparação bem como outros dados relevantes presentes nos relatórios gerados são mostrados na Tabela 1.

Tabela 1: Dados presentes no relatório final do algoritmo de detecção de QRS.

Wavelet mãe	Indica a wavelet mãe utilizada no pré-processamento.
Nível de detalhe.	Nível de dilatação utilizado no pré-processamento.
QPV	Quantidade de complexos QRS detectados corretamente.
QFN	Quantidade de complexos QRS que não foram detectados.
QFP	Quantidade de complexos QRS que foram detectados erroneamente.
Se	Sensibilidade: $Se = \frac{QPV}{QPV + QFN}$.
Pred+	Predição positiva: $\Pr ed+ = \frac{QPV}{QPV + QFP}$.

Resultados

As tabelas 2 e 3 apresentam o relatório gerado pelo algoritmo de detecção de QRS implementado com DWT para os registros 100 e 103 do MIT-BIH, respectivamente, utilizando as wavelets mães pré-selecionadas e seu respectivo nível de dilatação. A última linha destas tabelas apresenta o resultado obtido com a versão implementada com o pré-processamento desenvolvido por Tompkins [2-4].

Finalmente a Tabela 4 apresenta a classificação do desempenho das wavelets,. para os 2 sinais de ECG, de acordo com o critério de valor mínimo entre a sensibilidade e a predição positiva,.

Tabela 2: Relatório final do processamento do registro 100 do MIT-BIH.

Wavelet Mãe	Nível de Detalhe	QPV	QFN	QFP	Se (%)	Pred+ (%)	Wavelet Mãe	Nível de Detalhe	QPV	QFN	QFP	Se (%)	Pred+ (%)
Haar	4	1981	293	2	87,1	99,9	Bior2.6	4	2198	76	0	96,7	100
db2	4	2008	266	2	88,3	99,9	Bior2.8	4	2200	74	1	96,7	100
db3	4	2166	108	0	95,3	100	Bior3.3	4	1861	413	5	81,8	99,7
db4	3	1940	334	6	85,3	99,7	Bior3.5	4	1914	360	9	84,2	99,5
db5	3	2080	194	3	91,5	99,9	Bior3.7	4	1974	300	12	86,8	99,4
db6	3	2090	184	4	91,9	99,8	Bior4.4	3	2064	210	11	90,8	99,5
db7	3	2054	220	32	90,3	98,5	Bior5.5	4	2227	47	1	97,9	100
coif1	4	2042	232	0	89,8	100	Sym2	4	2008	266	2	88,3	99,9
coif2	4	2201	73	0	96,8	100	Sym3	4	2166	108	0	95,3	100
coif3	4	2251	23	2	99	99,9	Sym4	4	2215	59	1	97,4	100
coif4	4	2239	35	19	98,5	99,2	Sym6	4	2245	29	1	98,7	100
coif5	4	2264	10	4	99,6	99,8	Sym8	4	2253	21	1	99,1	100
bior1.1	4	1981	293	2	87,1	99,9	Sym12	4	2257	17	17	99,3	99,3
bior2.2	4	2105	169	0	92,6	100	Sym14	4	2263	11	7	99,5	99,7
bior2.4	4	2182	92	0	96	100	Tmpks	-	2274	0	12	100	99,5

Tabela 3: Relatório final do processamento do registro 103 do MIT-BIH.

Wavelet Mãe	Nível de Detalhe	QPV	QFN	QFP	Se (%)	Pred+ (%)	Wavelet Mãe	Nível de Detalhe	QPV	QFN	QFP	Se (%)	Pred+ (%)
haar	4	1776	315	3	84,9	99,8	Bior2.6	4	2019	72	2	96,6	99,9
db2	4	1844	247	3	88,2	99,8	Bior2.8	4	2030	61	2	97,1	99,9
db3	4	1989	102	2	95,1	99,9	Bior3.3	4	1730	361	5	82,7	99,7
db4	3	1763	328	12	84,3	99,3	Bior3.5	4	1797	294	12	85,9	99,3
db5	3	1842	249	5	88,1	99,7	Bior3.7	4	1842	249	18	88,1	99
db6	3	1834	257	10	87,7	99,5	Bior4.4	3	1777	314	17	85	99,1
db7	3	1874	217	31	89,6	98,4	Bior5.5	4	2066	25	3	98,8	99,9
coif1	4	1928	163	3	92,2	99,8	Sym2	4	1844	247	3	88,2	99,8
coif2	4	2041	50	1	97,6	100	sym3	4	1989	102	2	95,1	99,9
coif3	4	2077	14	2	99,3	99,9	sym4	4	2022	69	3	96,7	99,9
coif4	4	2061	30	25	98,6	98,8	sym6	4	2058	33	3	98,4	99,9
coif5	4	2078	13	5	99,4	99,8	sym8	4	2075	16	2	99,2	99,9
bior1.1	4	1776	315	3	84,9	99,8	sym12	4	2064	27	20	98,7	99
bior2.2	4	1960	131	3	93,7	99,8	sym14	4	2082	9	8	99,6	99,6
bior2.4	4	1999	92	2	95,6	99,9	Tmpks	-	2079	12	3	99,4	99,9

Tabela 4: Classificação dos resultados obtidos na detecção de complexos QRS com o uso de diferentes wavelets mãe na DWT utilizada como estágio de pré-processamento dos registros 100 e 103 .

Registro 100			Registro 103		
min[Se, Pred+]	Wavelet Mãe	Nível de Detalhe	min[Se, Pred+]	Wavelet Mãe	Nível de Detalhe
> 99%	coif5	4	> 99%	coif3	4
	sym8	4		coif5	4
	sym12	4		sym8	4
	sym14	4		sym14	4
95% - 99%	db3	4	95% - 99%	db3	4
	coif2	4		coif2	4
	coif3	4		coif4	4
	coif4	4		bior2.4	4
	bior2.4	4		bior2.6	4
	bior2.6	4		bior2.8	4
	bior2.8	4		bior5.5	4
	bior5.5	4		sym3	4
	sym3	4		sym4	4
	sym4	4		sym6	4
	sym6	4		sym12	4
90% - 95%	db5	3	90% - 95%	coif1	4
	db6	3		bior2.2	4
	db7	3	< 90%	haar	4
	bior2.2	4		db2	4
	bior4.4	3		db4	3
< 90%	haar	4		db5	3
	db2	4		db6	3
	db4	3		db7	3
	coif1	4		bior1.1	4
	bior1.1	4		bior3.3	4
	bior3.3	4		bior3.5	4
	bior3.5	4		bior3.7	4
	bior3.7	4		bior4.4	3
	sym2	4		sym2	4

Conclusão

Inicialmente, analisando os resultados obtidos pelos sinais padrão, é possível comprovar a eficiência do algoritmo de Tompkins, pois se alcançaram índices acima de 99% nos parâmetros Se e Pred+, mesmo em um sinal imerso em ruído (registro 103), justificando o uso deste como o padrão de comparação.

A partir da análise quantitativa realizada, observa-se uma maior eficácia das funções wavelet mãe coif5, sym8 e sym14, todas com o nível de detalhamento igual a 4 no algoritmo de detecção de complexos QRS implementado. Mesmo com o aumento do nível de ruído que ocorre no registro 103, elas ainda apresentam os parâmetros de sensibilidade e predição positiva com índices acima de 99%. Índices como estes, acima de 99%, comprovam a possibilidade de utilização de um estágio de pré-processamento com eficácia muito próxima ao desenvolvido por Tompkins, mas com uma implementação mais simples. Por fim, pode-se observar que, à medida que o nível de ruído aumenta (registro 103), as wavelets base com o nível de detalhamento 3 têm sua eficácia diminuída. Esta era uma característica esperada, pois a banda que representa o nível de detalhamento 3 (22.5 a 45Hz) não corresponde à faixa com a maior relação sinal-ruído do ECG, conforme [2].

Referências

[1] KÖHLER B. -U., HENNIG C., ORGLMEISTER R., "The principles of software QRS detection", Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, vol. 21, Issue 1, p. 42 -57, Jan./Fev. 2002.

[2] PAN, J.; TOMPKINS, W. J., "A Real-Time QRS Detection Algorithm,". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 32, pp. 230-236, 1985.

[3] HAMILTON, P. S.; TOMPKINS, W. J.; "Quantitative investigation of QRS detection rules using de MIT/BIH arrhythmia database,". IEEE

Transactions on Biomedical Engineering, v. 33, pp. 1157-1165, 1986.

[4] TOMPKINS, W. J. Biomedical Digital Signal Processing: C Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC. Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1993.

[5] KADAMBE S.; MURRAY R.; BOUDREAUX-BARTELS G. F., "The dyadic wavelet transform based QRS detector,". Signals, Systems and Computers, Conference Record of The Twenty-Sixth Asilomar Conference, vol.1, p. 130 -134, Out. 1992.

[6] KADAMBE S., HAMILTON, P. S. BOUDREAUX-BARTELS G. F., "Extensive analysis of a QRS detector based on the dyadic wavelet transform,". Time-Frequency and Time-Scale Analysis, Proceedings of the IEEE-SP International Symposium, p. 540 -543, Out. 1994.

[7] KADAMBE S., MURRAY R., BOUDREAUX-BARTELS G. F., "Wavelet Transform-based QRS Complex Detector,". Biomedical Engineering, IEEE Transactions, vol. 46, Issue 7, p. 838 -848, Jul. 1999.

[8] LI C., ZHENG C., TAI C., "Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms,". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 42, p. 21-28, Jan. 1995.

[9] ZHANG X. S., ZHU Y. S., "Detection of irregularity index series for QRS complex of ECG,". Signal Processing, 3rd International Conference, vol. 1, p. 363 -366, Out. 1996.

[10] KOKTURK G., "A real-time simulated QRS detection system constructed using wavelet filtering technique,". Time-Frequency and Time-Scale Analysis, Proceedings of the IEEE-SP International Symposium, p. 281-284, Out. 1998.

[11] ZHENG Y., HU G., "QRS complex detection by the combination of maxima and zero-crossing points of wavelet transform,". Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE, vol. 1, p. 156 -158, Out./Nov. 1998.

[12] AFONSO, V.X.; TOMPKINS, W.J.; NGUYEN, T.Q.; LUO S., "ECG beat detection using filter banks", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 46, p.192-202, 1999.

[13] GAMO, C.; GAYDECKI, P.; ZAIDI, A.; FITZPATRICK, A "An implementation of the wavelet transform for ECG analysis", Advances in Medical Signal and Information Processing, First International Conference, IEE No. 476, p. 32 -40, Set. 2000.

[14] AHMEDA S. M., ABO-ZAHHAD M., "A new hybrid algorithm for ECG signal compression based on the wavelet transformation of the linearly predicted error", Medical Engineering & Physics, [S.l.], vol. 23, Issue 2, p. 117-126, Mar. 2001.

[15] DINH, H.A.N.; KUMAR, D.K.; PAH, N.D.; BURTON, P., "Wavelets for QRS detection", Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE, vol. 2, p. 1883 -1887, Out. 2001.

[16] SCHUCK JR., A., WISBECK, J. O., "QRS Detector Pre-processing using the Complex Wavelet Transform". 25th Anual International Conference of IEEE Eng. in med. And Biol. Society Proceedings, pp.2590-2593, 2003.

[17] MIT-BIH, Internet site address: http://ecg.mit.edu/ acessado em: 29 jan. 2004.

AVALIAÇÃO DE DIFERENTES MATERIAIS DE ISOLAMENTO ACÚSTICO PARA A REDUÇÃO DO *CROSS-TALK* EM TRANSDUTORES MATRICIAIS.

Sánchez Domínguez Israel [1,2], von Krüger Marco Antônio[2]

1 UNAM/IIMAS, México D.F., México
2 UFRJ/COPPE-PEB, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: sdisrael@hotmail.com, mavk@peb.ufrj.br

Abstract: Cross-talk is a serious problem in matrix transducers due to electrical deficiency or mechanical isolation between elements of the transducer. This phenomenon alters the performance of the transducer.
There are several procedures in order to diminish the cross-talk phenomenon such as mechanical, electrical and acoustic isolation methods.
The present work is focused in study of different material that can be used as acoustic isolators, each material ws tested and cross-talk attenuation measured, being polyethylene material the most suitable isolator.

Key words: cross-talk, matrix transducer, sound insulation.

Introdução

Os transdutores matriciais, estão sujeitos a ter seu performance afetada pelo "cross-talk", o qual consiste basicamente na excitação de um elemento por elementos contíguos. o efeito do "cross-talk", traduz-se na intensificação da difração, isto acarreta redução na capacidade de direcionamento do feixe tanto na recepção quanto na transmissão. O "cross-talk" pode ser de natureza elétrica ou mecânica, e pode ser provocado por uma série de fatores [1].

Com a finalidade de ter um isolamento acústico nos transdutores, são testados varios materiais, alguns deles com caracteristicas de absorção do ultra-som, por exemplo o APTFLEX-28, o qual tem propiedades físicas que permitem uma excelente absorção do ultra-som. O objetivo do presente trabalho é fazer provas com alguns materiais, para testar sua capacidade de isolamento acústico dos mesmos, quando são inseridos entre os elementos piezelétricos.

Materiais e Métodos

Com o intuito de testar a capacidade de isolamento acústico de diferentes materiais foram construidas pequenas câmaras de ensaio. O diagrama esquemático mostrando a visão lateral de uma destas câmaras é apresentado na figura 1. Na figura são mostrados dois elementos piezelétricos montados nas paredes internas opostas da câmara de forma que a emissão acústica de um dos elementos atuando como transmissor seja dirigida diretamente ao outro elemento atuando como receptor. A câmara é preenchida com um material (APTFLEX-28, água, ar, epoxi, poliuretano)o qual atua como meio de propagação fazendo o acoplamento entre transmissor e receptor. Este acoplamento será maior ou menor em função do coeficiente de atenuação do material. O espaçamento adotado entre transmissor e receptor foi de 2,0 mm. Em função das dimensões reduzidas, a câmara enseja o acoplamento entre transmissor e receptor através de suas paredes laterais. Entretanto, uma vez que o caminho de propagação através das paredes é mais longo como se pode observar na figura 1, será possível distinguí-lo do sinal transmitido através do material de teste uma vez que este será captado primeiro. Esta situação é também encontrada num transdutor matricial uma vez que neste também existem acoplamentos em paralelo ao promovido pelo material inserido entre os elementos.

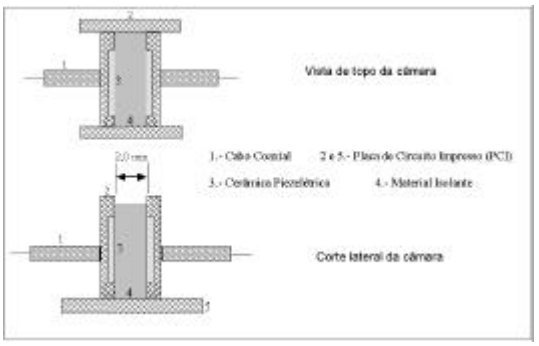


Figura 1. Corte transversal da câmara utilizada para testar a capacidade de isolameto acústico de diversos materiais. Os elementos piezelétricos fixos nas paredes da câmara trabalham como emissor e receptor. O material colocado entre os elementos funciona como meio de acoplamento acústico.

Foram testados varios materiais: Água, Poliuretano (PuPPG), Poliuretano misturado com micro bolhas de vidro, poliuretano misturado com zeolite, epoxy, epoxy misturado com micro bolhas de vidro, APTFLEX-28 (Material comercial empregado no revestimento de superficies de forma a torná-las anecoicas; desenvolvido no National Physics Laboratory (NPL) – Reino Unido com o nome de APTFLEX-28, do qual a composição exata não é disponível ao público. Entretanto sabe-se que é um poliuretano com inclusões de bolhas de ar. O laboratório LUS PEB adquiriu uma placa desde material da qual foram retirados pequenos fragmentos para análise.
No trabalho com poliuretano contou-se com a colaboração da Dra. Elisabeth Monteiro do Instituto de Macromoléculas "Professora Eloisa Mano" da UFRJ.

O método de medição consistiu em excitar (em modo pulsado) uma das cerâmicas e captar o sinal na outra. Este sinal foi exibido e registrado num osciloscópio digital. Os registros foram processados em um programa de Matlab para exibição e impressão.

Um método alternativo foi também empregado para o estudo do isolamento acústico com misturas de epoxy e Zeolite. Uma vez que os corpos de prova preparados tinham dimensões muito maiores que a câmara, foi utilizado o tanque acústico, segundo o experimento desenvolvido por Selfrige, en su artigo [2], Como elemento transmissor foi utilizado um transdutor comercial Aerotech com freqüência de operação centrada em 1,9 MHz (*Precision Acoustics LTD, England*). Como é apresentado na figura 2, e como elemento receptor foi utilizado um hidrofone construido no LUS, pelo Dr. Fernando Reiszel Pereira

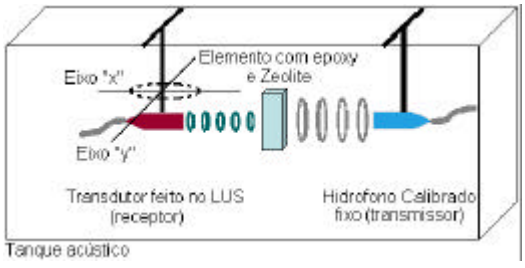


Figura 2. Diagrama para a medição da mistura de epoxy e Zeolite.

Resultados

O estudo do isolamento mecânico entre elementos foi orientado no sentido de pesquisar materiais a serem inseridos no espaço entre os mesmos promovendo sua isolação acústica. Inicialmente foi estudado o APTFLEX-28. A primeira investigação constituiu na observação da estrutura interna do APTFLEX-28 por microscopia, no Laboratório de Microscopia Óptica Análise de Imagens, do Programa de Engenharia Metalúrgica e Materiais da COPPE.
As figuras 3, 4, 5 e 6 apresentam fotografias do material com aumentos de 50X, 100X, 200X e 500X respectivamente.

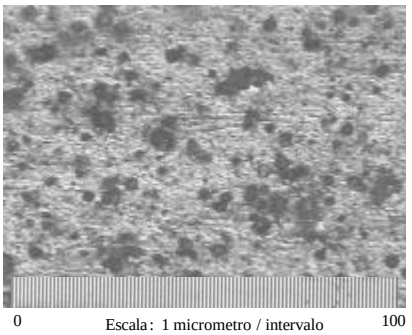


Figura 3. APTFLEX-28 com aumento de 50X. Pode-se observar a concentração de partículas inseridas na massa de poliuretano.

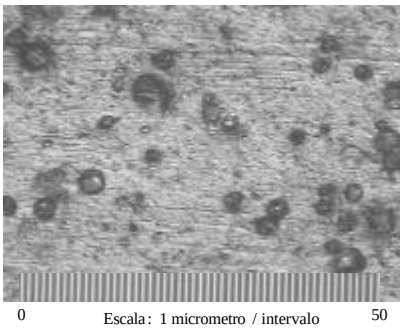


Figura 4. APTFLEX-28 com aumento de 100X. Pode-se observar com maior detalhe as partículas e a cavidade em que estas estão alojadas

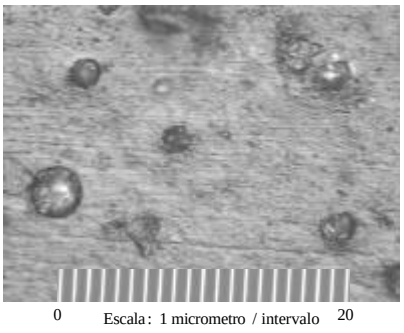


Figura 5. APTFLEX-28 com aumento de 200X. Pode-se observar mais claramente as partículas e verificar que as dimensões da cavidade são maiores que as dimensões das mesmas.

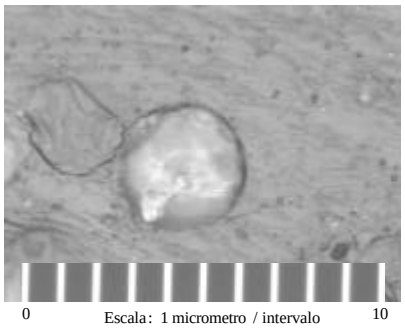


Figura 6. APTFLEX-28 com aumento de 500X. Nesta figura pode-se observar uma partícula que foi seccionada no momento do corte do material. Por esta imagem pode-se presumir que a partícula é sólida.

Os valores pico a pico dos pulsos transmitidos atrevés da água e do APTFLEX-28 são apresentados na tabela 1. A determinação destes valores foi feita empregando-se as funções MATLAB, MAX (x) e MIN(x) aplicadas no trecho do registro situado após 0.5µs que corresponde ao tempo decorrido para o pulso se propagar através da amostra.

Tabela 1: Amplitudes (pico-pico) absoluta e relativa (normalizados com relação à água), dos sinais transmitidos atravéz da água e do APTFLEX-28.

Material	Amplitude P-P [mV]	Valores Relativos.
ÁGUA	0,1333	1
APTFLEX-28	0,0709	0,53

Tentou-se dissolver o APTFLEX-28 em diversos tipos de solvente sem sucesso o que inviabiliza a opção de utilizá-lo como meio de isolamento acústico a ser inserido entre elementos da matriz.

Aqui é apresentado o resultado do estudo do isolamento acústico de cinco materiais utilizando a camâra descrita na seção de Materiais e Metodos, nas figuras 7 e figura 8, são apresentados os sinais transmitidos através de cinco materiais: água, polietileno, epoxi, APTFLEX,poliuretano. Estes materiais (com dimensões de 0,9 X 11,6 X 1,0 mm) foram colocados entre dois elementos piezelétricos, como é mencionado acima.

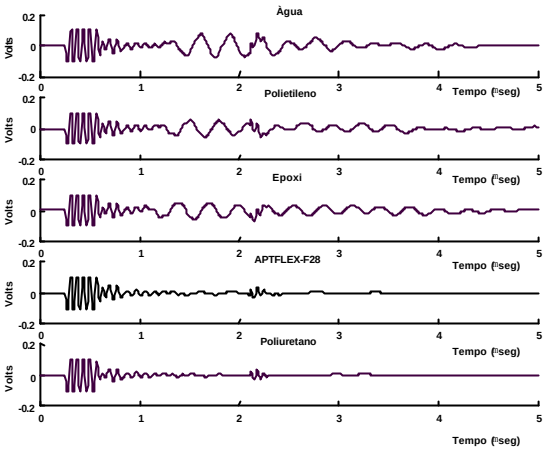


Figura 7, Pulsos transmitidos através de cinco materiais ordenados segundo a amplitude, note-se que o Polietileno e epoxi são semelhantes e que o APTFLEX-28 e o Poliuretano atenuam muito mais. A parte inicial do sinal de 0 a 1,3 µs compreende ao "cross-talk" elétrico e eletromagnético. De 1,3 a 2,2 µs corresponde ao sinal transmitido e. além de 2,2 µs corresponde a reverberações dentro da camâra. O sinal de alta freqüência observado em todos os traçados em 2,2 µs corresponde a um artefato gerado pelo equipamento de medição. Estas considerações foram fundamentadas na comparação dos registros acima com o registro obtido com a câmara vazia

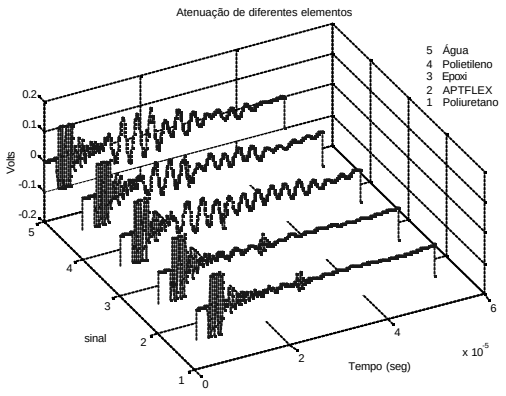


Figura 8, Os mesmos gráficos da figura 7, são apresentados de forma escalonada para melhor visualização.

Na tabela 2 são apresentados os valores normalizados, obtidos nos experimentos correspondentes aos gráficos 7 e 8. Pelos valores listados na tabela pode-se caracterizar de forma qualitativa a diminuição do "cross-talk" pelos materiais estudados. Estes valores foram obtidos da medição feita, como foi mencionado na seção de metodos, depois foram normalizados em relaçaõ à medição com a água.

Tabela 2: Relação das amplitudes dos sinais transmitidos pelos diversos materiais ordenados de acordo com o incremento da atenuação.

Elementos	Amplitude p-p [mV]	Incremento de atenução
Àgua	0.1576	0
Polietileno	0.1088	1
Epoxi	0.1056	56.34
APTFLEX-F28	0.0352	2242
Poliuretano	0.0312	2483

A Araldite (Epoxi) misturada com Zeolite em diferentes concentrações foi também experimentada. Na tabela 3 são mostradas as amplitudes relativas (pico a pico) obtidas para algumas concentrações.

Tabela 3, Amplitudes (pico-pico) e incremento de atenuação observados nos sinais transmitidos através de diferentes misturas de Araldite (epoxi) e Zeolite. Os valores absolutos e os incrementos (normalizados com relação ao valor obtido com Araldite pura) são ordenados de forma a permitir a observação do incremento de atenuação em função da concentração de Zeolite.

MATERIAL	Amplitude p-p [mV]	Incremento de atenuação
Araldite pura	19	0
Araldite (11ml) + Zeolite (0.5 g)	18,5	14,7
Araldite (11ml) + Zeolite (2.5 g)	17	40,06
Araldite (11ml) + Zeolite (3.0 g)	17	47,05

A figura 9 apresenta o espectro do sinal transmitido, em função da concentração de Zeolite (0,0g 0,5 g, 2,5g e 3,0g) misturado com epoxi. Pode-se observar a atenuação conforme varia a concentração de Zeolite.

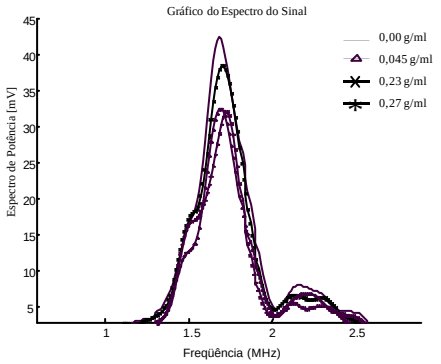


Figura 9, Espectro do sinal transmitido. Aqui é possível observar incremento de atenução em função da concentração de Zeolite (0,0g 0,5 g, 2,5g e 3,0g) misturado com epoxi.

Conclusão

As provas con diferentes materiais, apresentam um resultado prometedor, já que os diferentes materiais possem um excelente nivel de atenuação como o poliuretano, ou APTFLEX-28, os quais manifestam-se como otimos materiais de isolamento acústico.

As provas com epoxy também manifestam-se como bons meios de isolamento, mas o principal problema para empregar tais materiais são as propiedades físicas dos mesmos, alem de contar com os conhecimentos ou asessoria de alguem qualificado para trabalhar com materiais, como por exemplo o poliuretano ou polietileno.

O presente trabalho sem duvida apresenta-se como uma alternativa eficiente para a diminução do efeito do "cross-talk", nos transdutores matriciais, além apresentar um baixo costo, é possível trabalhar com facilidade sem interferir nos desenhos dos transdutores.

Referências

[1]SÁNCHEZ DOMÍNGUEZ ISRAEL., *Metodologia para avaliação do "cross-talk" em transdutores ultra-sônicos matriciais*, Tese de Mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2003.

[2]SELFRIDGE R. ALAN, *Approximate Material Propierties inIsotropic Materials*, IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, Vol. SU-32, No. 3, May 1985

DESARROLLO DE UN ANALIZADOR DE LA SEÑAL FOTOPLETISMOGRÁFICA

Rodolfo González Garza, Ismael Molina Moreno y Juan Delgado Romero

Instituto Tecnológico de Morelia/Departamento de Ingeniería Electrónica, Morelia, México

e-mail: rodogon21@yahoo.com

Abstract: The analyzer of the photoplethysmogram waveform is an equipment that uses a noninvasive method. The photoplethysmogram waveform is obtained by means of an optical sensor formed by a transmitter and receiver of infrared light placed in one of the fingers. This signal is function of the change of blood volume in the arteries, which as well depend on factors such as the blood pressure as well as on the rigidity of the walls of the blood vessels. The analyzer realizes a mathematical analysis of this signal to find variations in certain parameters due to the presence of some cardiovascular pathology.
Palabras clave: fotopletismografía, sensor óptico, microcontrolador.

Introducción

El término pletismografía se deriva del griego *pletismos* que significa incremento. La pletismografía se puede definir como el estudio del cambio de volumen de un cuerpo. La fotopletismografía (FPG) es entonces el estudio del cambio de volumen por medios ópticos [1].

La aplicación más destacada de la FPG ha sido en el campo de la oximetría de pulso, la cual es una técnica para medir la concentración de oxígeno en la sangre [2].

El principio físico de la fotopletismografía está basado en la medición de la transmisión (reflexión) de la radiación luminosa de una longitud de onda a través de diferentes tejidos vascularizados dado que la hemoglobina presenta diferentes grados de absorción de acuerdo a la longitud de onda de la luz que se presente.

Las regiones del cuerpo humano en donde suele hacerse la toma de la señal FPG son el dedo de la mano y el lóbulo del oído, de las cuales el dedo es la más común.

La Figura 1 muestra las diferentes componentes que intervienen en este proceso: La porción de corriente alterna (CA) es la señal útil. La componente estática o de corriente directa (CD) es generada por los diferentes tejidos y debe ser eliminada.

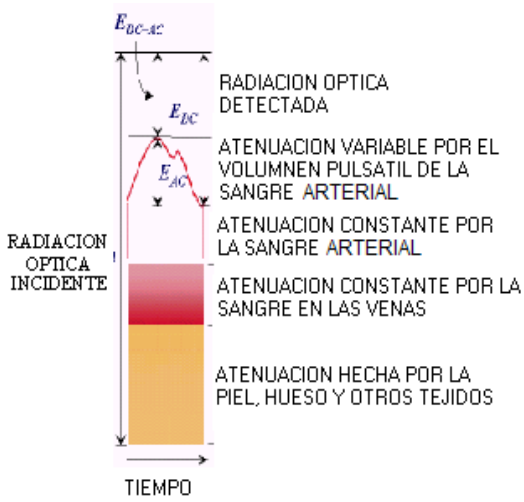


Figura 1 Componentes variables y constantes para la señal FPG.

La luz que logra atravesar el dedo puede ser medida con un elemento fotosensible tal como un fototransistor o un fotodiodo.

La señal FPG típica de una persona sana se muestra en la Figura 2.

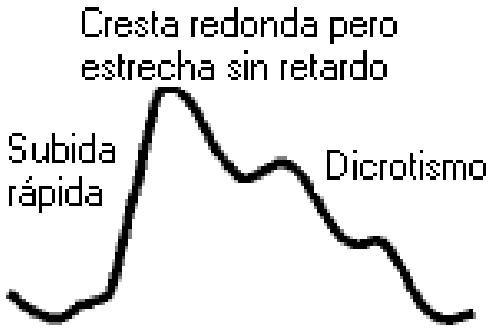


Figura 2. Forma normal de la señal FPG.

La señal FPG es modificada si se presenta una patología de origen cardiovascular tal como se muestra en la Figura 3.



Figura 3. Formas anormales de la señal FPG debido a una patología de origen cardiovascular.

El análisis no invasivo de la señal fotopletismográfica (FPG) puede servir para la evaluación de la carga vascular y envejecimiento vascular [3].

Este análisis se lleva acaba mediante la observación de la forma de onda de la señal FPG. Si existe alguna variación en el patrón de la morfología de la señal FPG, se puede intuir algún tipo de patología cardiovascular, en donde se determinan aspectos, tales como: cresta redonda, cresta estrecha, subida rápida y nodo dicrótico.

Materiales y Métodos

El diseño del equipo se presenta en el diagrama a bloques de la Figura 4. El sensor óptico se forma por un transmisor de luz el cual es un emisor de luz infrarroja (LED IR).

.

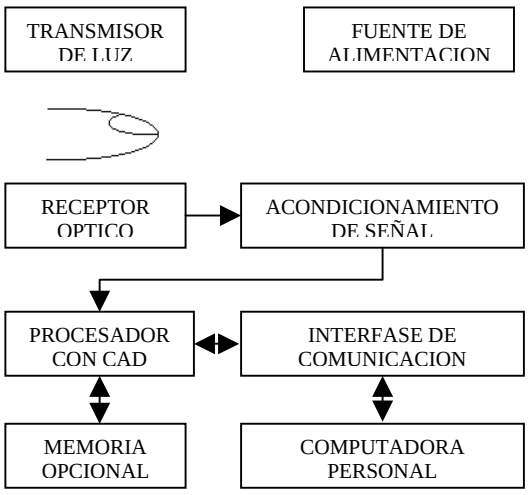


Figura 4. Diagrama a bloques de analizador de la señal FPG.

La luz atraviesa uno de los dedos de la mano. El receptor óptico se basa en un fototransistor (L14G2 Fairchild Semiconductors) que capta la luz que logra atravesar el dedo, generándose así la señal FPG. La señal FPG es de un valor del orden de los milivolts y está montada en una señal de CD.

La señal es tratada mediante un acondicionamiento de señal de manera que sea compatible con la entrada del convertidor analógico digital (CAD) del microcontrolador (PIC16F876). Este acondicionamiento de señal incluye una amplificación, filtro pasa alta Butterworth de segundo orden de 0.1Hz para eliminar la parte de CD, filtro pasa bajo Butterworth de segundo orden de 30Hz para eliminar el ruido de la línea de 60Hz y un offset para montarlo en una componente de CD.

El microcontrolador tiene incluido un CAD que permite la función de convertir la señal FPG ya acondicionada a señal digital. El microcontrolador realiza el control de envío de información a la PC, controla la memoria serial y en general las secuencias de todo el proceso. El banco de memoria es una opción para tomar muestras en campo sin tener que llevar la PC. La fuente de alimentación es del tipo lineal simétrica de +/- 5V @ 0.5A.

La interfase de comunicación se lleva a cabo a través del puerto paralelo de la PC y uno de los puertos del microcontrolador. La rutina que permite comunicar un dato de 8 bits del microcontrolador a la PC, utilizando solo 6 líneas del puerto paralelo se muestra en el diagrama de flujo de la Figura 5. El software de comunicación para la PC se implementó en Turbo C. La señal FPG se graba en el disco duro en un archivo de texto.

La señal en la PC es leída y analizada por un programa de procesamiento matemático tal como Matlab.

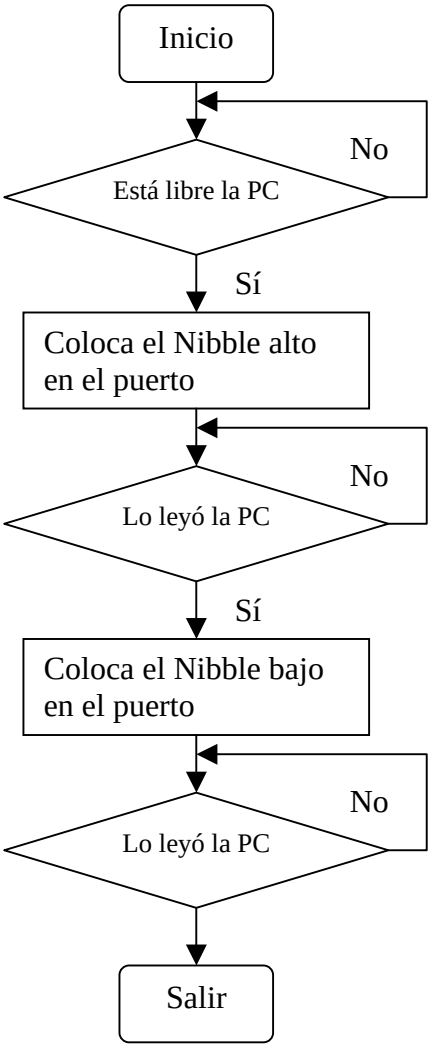


Figura 5. Diagrama de flujo de la rutina de comunicación con la PC.

La programación de la PC se hace en turbo C. Este programa, permite establecer la comunicación con el microcontrolador, siguiendo una subrutina complementaria a la del microcontrolador, la que se explico en el apartado anterior.

El objetivo de esta subrutina es almacenar los datos que le envíe el microcontrolador en un archivo de tipo texto para que éste sea posteriormente analizado matemáticamente.

El programa almacena los datos en formato de texto de 8 bits y los despliega en la PC para determinar el momento en que éstos son estables y poder terminar la toma de la muestra. El programa configura parámetros tales como:

- Tamaño de la toma.
- Cantidad de pulsos a exhibir por pantalla.

Resultados

El aspecto físico del equipo desarrollado se presenta en la Figura 6.



Figura 6. Aspecto físico del equipo analizador de la señal FPG.

Se logró desarrollar un sensor ajustable y fijo para reducir los artefactos. El aspecto físico de este sensor se muestra en la Figura 7, en donde además se muestra la forma de colocar el dedo.



Figura 7. Colocación del dedo en el equipo analizador de la señal FPG.

Un ejemplo del estudio realizado por el equipo fue para una persona sana de 20 años del sexo masculino. Se le tomo una fotopletismografía en el dedo índice de la mano izquierda.

La muestra de la señal FPG que fue capturada y grabada en formato ***txt,*** es sometida a un acondicionamiento, a fin de obtener y mostrar el número de pulsos para que se elija uno de ellos para su análisis.

El programa detecta que existen mas de 2500 datos, por lo que divide la muestra y pregunta que parte se analizará. Se le da el número de parte y muestra los pulsos, como se muestra en la Figura 8.

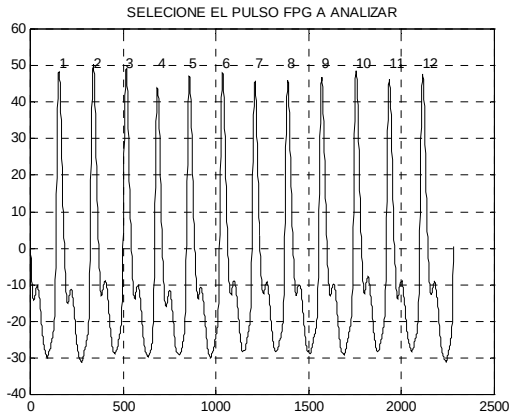


Figura 8. Muestra de la Señal FPG.

Finalmente, muestra el pulso que se eligió así como el modelo matemático que se generó. Esto se ilustra en la Figura 9.

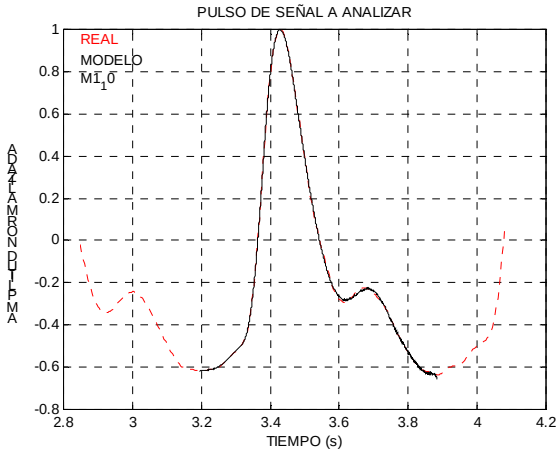


Figura 9. Pulso de la señal FPG real y su respectivo modelo.

Para una persona del sexo femenino de 54 años que presentó hipertensión , se realizó el mismo estudio que en el caso anterior. La gráfica se presenta en la Figura 10.

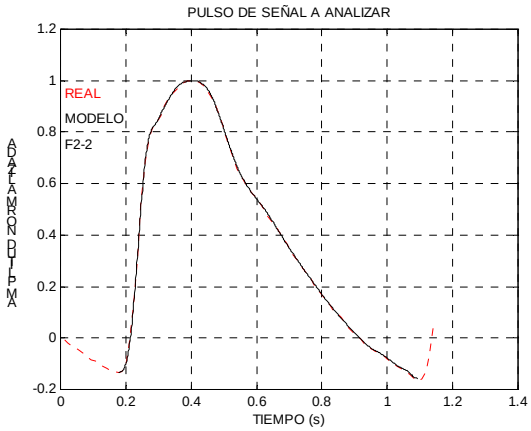


Figura 10. Gráficas de la señal FPG de una persona con patología cardiovascular (hipertensión).

Conclusiones

- El análisis de la morfología de la señal fotopletismográfica puede ser un método clínico para diagnosticar diferentes patologías de origen cardiovascular.

  El equipo puede fortalecer a los hospitales, clínicas y médicos particulares en esta área biomédica.

  Este equipo permite investigar otras patologías hasta ahora no estudiadas por este método, tal es el caso de la disfunción endotelial.

  El equipo es económico y no invasivo.

Referencias

[1] Hertzman AB: The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph. Am J Physiol 1938; 124:328-340.

[2] S.M. López Silva, Application of Near Infrared Spectroscopy to Pulse Oximetry and Tumour Oximetry.ICB2002,Warsaw. Poland.

[3] Kelly RP, Hayward CS, Avolio AP, O'Rourke MF. No invasive determination of age-related changes en the human arterial pulse. Circulation. 1989;80:1652-1659.

ANALYSIS TO IMPROVE THE PERFORMANCE OF THE ULTRASONIC SYNTHETIC APERTURE FOCUSING TECHNIQUE ON A PC PLATFORM

P. Acevedo*, A. Sotomayor*, E. Moreno**, I. Sánchez*

*DISCA-IIMAS-UNAM, México
**CENUS-ICIMAF, Cuba

e-mail:pedro@uxdea4.iimas.unam.mx

Abstract: An analysis to improve the performance of the ultrasonic synthetic aperture focusing technique (SAFT) on a PC platform is presented in this paper. Some useful processing techniques like apodization, dynamic focusing, envelope detection and image composition are used to improve the quality of the image. Finally, results of the algorithm implemented using MATLAB and C/C++ and the respective images are presented.

Keywords: synthetic aperture focusing, ultrasonic imaging, data processing.

Introduction

The Synthetic Aperture Focusing Technique (SAFT) has become popular in the field of ultrasonic imaging. Basically, this technique which constitutes a reception focusing can be based mainly on software therefore the hardware needs are minimal. A more detailed physical description of this technique and comparison with some other conventional focusing techniques may be consulted in references [1,2].
The general operating principal is shown in figure 1[1,2]. It is observed that there is only one electronic processing chain for transmission and reception that is shared by all the elements of the array using a multiplexer.
SAFT allows the sequential capture of signals from the transducer substituting the necessary parallelism for the acquisition and processing of a signal from an array.
Using this technique we are able to acquire signals with a broad range of information and when we apply focusing algorithms we are able to discriminate specific information from different space regions.

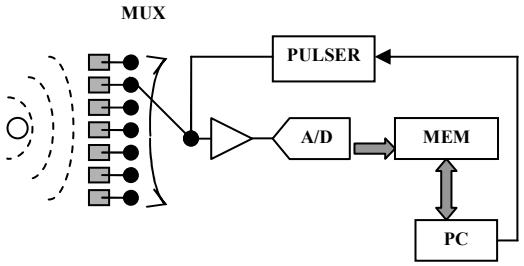


Fig. 1.- Diagram of the electronic implementation of SAFT [1].

This information allows to obtain images with a good lateral resolution but with the disadvantage of being more sensitive to the influence of sidelobes which produce unwanted distortion [1, 3].

Focusing Using the Virtual Element Model

The virtual element is modeled as a spherical wave supply with a certain aperture angle as it is shown in figure 2. The divergence angle can be approximately expressed as [4]:

$$\frac{\beta}{2} = \tan^{-1}\frac{A}{2F} \qquad (1)$$

where:

- β is the divergence angle,
- A is the transducer aperture, and
- F is the distance to the focal point *Pf*.

This angle will determine the size of the sub-aperture at an established deepness.
The algorithm is based in the implementation of the coherent sum of different lines obtained using a transducer that moves in the x axis direction with a resolution or step d. The coherent sum can be expressed as [4]:

$$A(t) = \sum_{j=1}^{l} w_j * s_j(t - \Delta t_j) \qquad (2)$$

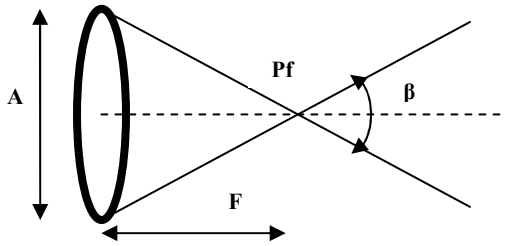


Fig. 2.- Formation of a virtual element from a focal point of the scanned line.

where:

- w_j, are the coefficients of the apodization applied to the sub-aperture under focusing.
- S_j, are the A-Scan lines of the window.
- Δt, is the delay applied to the signal that is located around the current sub-aperture.
- *A(t)*, is the focused RF line in a sub-aperture.
- *l*, is the number of A-scan lines that give information in the coherent sum.

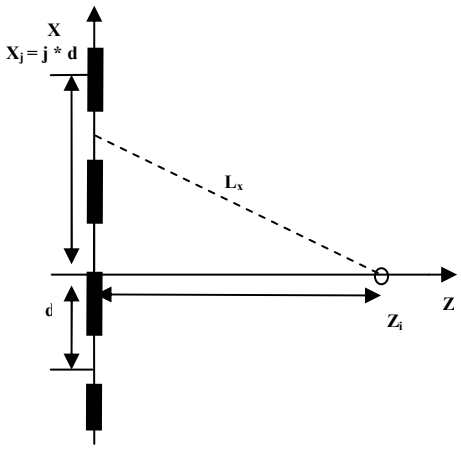


Fig. 3.- Calculation of Δt_j to focus the Z_i point.

Based on figure 3, the calculation of the Δt delay is made using the Pythagoras theorem:

$$\Delta t = \frac{2}{c} * (Z_i - L_x) \qquad (3)$$

$$L_x = \sqrt{Z_i^2 + x_j^2} \qquad (4)$$

Substituting (4) in (3) gives:

$$\Delta t = \frac{2}{c}(Z_i - \sqrt{Z_i^2 + x_j^2}) \qquad (5)$$

Equation 5 is applied to each sub-aperture, i.e., to the line under analysis (central position of the transducer in the sub-aperture under analysis).
The calculation of the number of lines to be considered in a sub-aperture for a focus Z_i is obtained using the Pythagoras theorem and the aperture angle of the transducer calculated using equation 1 (see figures 2 and 3).

$$j = 2 * \left(\frac{Z_i * \tan(\frac{\beta}{2})}{d} \right) \qquad (6)$$

where:

- *j* is the number of lines in the sub-aperture,
- Z_i is the focus deepness,
- β is the divergence angle, and
- d is the separation between the elements of the array.

Using equation 6 the size of the sub-aperture is adjusted in a dynamic form according to the focus deepness and the apodization window.

Description of the Processing Techniques

Apodization: it reduces the influence of secondary sidelobes. It consists in applying a spatial windowing over the sub-aperture, varying the gain of the receiving element the side effects are reduced. Different types of windows are normally used: Hanning, Hamming, Triangular, Square, Cosine, etc. The Cosine window is the one with a better performance when there is a trade off between improve the lateral resolution and reduce the lateral sidelobes [4].

Dynamic Focusing: takes into account the sample frequency to give the delays in a number of samples of the signal using equation 5. A lookup table was implemented aiming to reduce the calculation time of the dynamic focusing in reception.
Envelope Detection: the envelope helps to have a better quality in B-scan images. Two techniques

were used, one based on the Hilbert transform (using the FFTPack [5, 6]) and another based on the implementation of a non-linear filter (EDFilter) proposed by Fritsch et al. [7].

Image Composition: B-scan lines are grouped in order to form the final image.

Description of the Experiment

Data acquisition was performed using a commercial measurement system and a 3.5 MHz Krautkramer transducer, the resolution in the X axe direction was 250 μm storing 400 RF lines. Signals were sampled at 50 MHz using a digital Oscilloscope connected to a PC using a GPIB port.

A phantom with 10 cylindrical acrylic bars with a 5 mm diameter was used as shown in figure 4. The initial storage deepness was 12.3 mm and the final storage deepness was 107.8 mm.

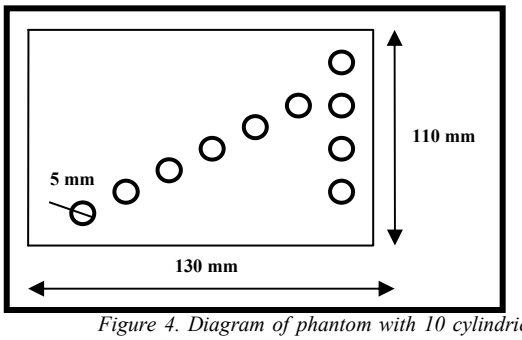


Figure 4. Diagram of phantom with 10 cylindrical acrylic bars with a 5 mm diameter.

Firstly the SAFT algorithm was developed using MATLAB 6.5 and then its performance was measured incorporating different processing techniques. This same procedure was repeated but now the SAFT algorithm was developed using C/C++ programming language. In both cases the elapsed time was measured.

RESULTS

Programs developed in MATLAB and C/C++ use the following parameters:

- Apodization Window (lookup table): Cosine Type.
- Sub-aperture Size: 80 and 40 lines.
- Number of calculated foci (lookup table): 1024.
- Size of the total aperture: 400 y 200 lines.

To measure the performance of the algorithm the total elapsed time was calculated which is the sum of the elapsed time of the following modules:

- SAFT algorithm,
- Envelope detection. In this case two algorithms were used: Hilbert and EDFilter.
- Logarithmic compression

Tables 1 y 2 shows the performance of the algorithm implemented using MATLAB 6.5.

Table 1.-Envelope detection method: **Hilbert**

Test	Aperture	Sub-aperture	Time (s)
1	400	80	359.6
2	400	40	204.7
3	200	80	136.0
4	200	40	90.9

Table 2. Envelope detection method: **EDFilter**

Test	Aperture	Sub-aperture	Time (s)
1	400	80	365.2
2	400	40	210.7
3	200	80	137.0
4	200	40	92.3

Tables 3 and 4 show the performance of the algorithm implemented using C/C++.

Table 3.-Envelope detection method: **Hilbert (FFTPack)**

Test	Aperture	Sub-aperture	Time (s)
1	400	80	0.484
2	400	40	0.297
3	200	80	0.187
4	200	40	0.141

Table 4.-Envelope detection method: **EDFilter**

Test	Aperture	Sub-aperture	Time (s)
1	400	80	0.453
2	400	40	0.281
3	200	80	0.172
4	200	40	0.125

Figure 5 shows the figure of the phantom without SAFT. Figures 6 and 7 show the figure of the phantom with SAFT and apodization, envelope

detection and logarithmic compression algorithms.

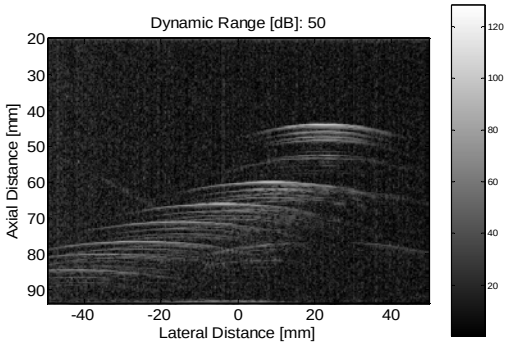


Figura 5.- Image of the phantom without SAFT.

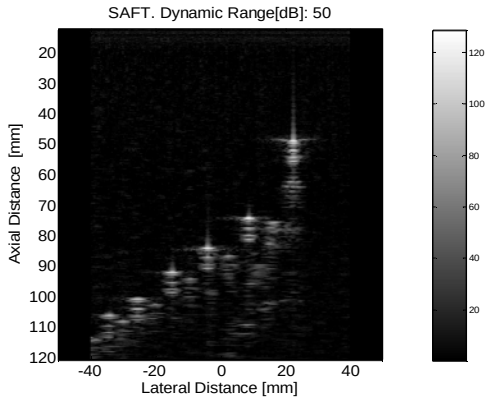


Figura 6.- Image of the phantom with SAFT, Cosine type apodization, 80 lines sub-aperture and envelope detection using Hilbert transform.

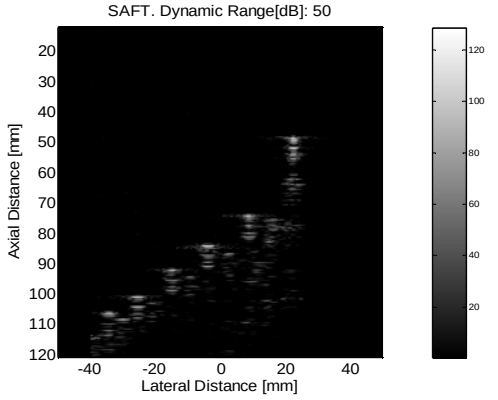


Figura 7.- Image of the phantom with SAFT, Cosine type apodizacton, 80 lines sub-aperture and envelope detection using a non linear filter (EDFilter).

Conclusions

Based on the results showed in figures 5 to 7 and in tables 1 to 4, it is clearly seen that the algorithm firstly implemented in MATLAB works, this implementation was made in order to check the correct performance of the algorithm in conjunction with the different applied processing techniques. Then the same algorithm was implemented in C/C++ and it is also clearly seen that the corresponding elapsed time was reduced allowing to display approximately 8 images per second.

Acknowledgements

The authors acknowledge the support of UNAM (PAPIIT IN-111303) and M. Fuentes for his participation in this work.

Bibliography

1. C. O. Martínez, M. Parrilla, M. A. G. Izquierdo, L. G. Ullate. “Application of Digital Signal Processing Techniques to Synthetic Aperture Focusing Technique Images”. Elsevier, Sensors and Actuactors, No. 76, 1999.
2. R. Ludwig and D. Roberti. “A Non destructive ultrasonic imaging system for detection of flaws in metal blocks”. IEEE Trans. on instrumentation and measurement., Vol. 45, No. 1, 1989.
3. H. Frazier and W. D. O’Brien. “Synthetic aperture techniques with a virtual source element”. IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., Vol. 45, No. 1, January 1998.
4. C. Fritsch. “Técnicas Electrónicas de Focalización de Haces Ultrasónicos”. Jornadas Iberoamericanas de Ultrasonido Huelva, España, 2001.
5. http://www.netlib.org/fftpack/
6. http://www.scd.ucar.edu/softlib/mathlib.html
7. C. Fritsch, A. Ibáñez, M. Parrilla. “A Digital Envelope Detection Filter for Real-Time Operation”. IEEE Transaction on Instrumentation and Measurement, Vol. 48, No. 6, December 1999.

DETECCIÓN DE PATOLOGÍAS CARDIOVASCULARES A TRAVÉS SEGUNDA Y CUARTA DERIVADA DE LA SEÑAL FOTOPLETISMOGRÁFICA

Rodolfo González Garza, Ismael Molina Moreno y Juan Delgado Romero

Instituto Tecnológico de Morelia/Departamento de Ingeniería Electrónica, Morelia, México

e-mail: rodogon21@yahoo.com

Abstract: An analyzer of photoplethysmogram waveform PTG is used to capture the signal. The signal in the PC is read and analyzed by a program of mathematical processing. Second derivative and fourth derivative were applied to captured signal. Using fourth derivative, the augmentation index of photoplethysmogram is obtained. We performed a study with 30 people, 17 healthy volunteers and 13 patients with some cardiovascular pathology, its signal PTG was captured and the mathematical processing was made. The relations b/a and c/a of second derivative wave diminished considerably in the people with cardiovascular pathologies whereas the augmentation index increased.

Palabras clave: fotopletismografía, segunda derivada, cuarta derivada, índice de aumentación.

Introducción

La fotopletismografía (FPG) se puede definir como el estudio del cambio de volumen por medios ópticos.

La fotopletismografía en el campo del sistema cardiovascular, es una técnica no invasiva que mide cambios relativos de volumen de sangre en los vasos sanguíneos cercanos a la piel [1]. Las regiones más comunes suelen ser en alguno de los dedos de la mano o en el lóbulo de la oreja.

Para generar la señal fotopletismográfica (FPG) se coloca un dedo de la mano entre una fuente de luz infrarroja y un receptor de la misma. Cada pulso de la sangre arterial hace que el lecho capilar se expanda y se relaje. Las variaciones cíclicas resultantes en la longitud de la trayectoria de la luz transmitida permiten al dispositivo distinguir entre la variación de hemoglobina de la sangre arterial (pulsante) y la de la sangre venosa así como los componentes tisulares porque no hay ningún pulso del tejido circundante y el flujo de la sangre venosa es constante.

El análisis matemático de la señal fotopletismográfica permite tener una valoración no solo cualitativa sino cuantitativa que permita una mejor toma de decisión en el diagnóstico de alguna patología cardiovascular [2].

El método de la segunda derivada de la señal FPG ha sido desarrollado para permitir un reconocimiento más exacto de los puntos de inflexión de la onda original de pletismografía. Ozawa registró la primera y segunda derivadas de la señal FPG e informó (en japonés) que la segunda derivada tenía contornos característicos que facilitaban la interpretación de la señal original.

Los parámetros que caracterizan a la segunda derivada de la señal FPG son los valores máximos y mínimos definidos como ***"a", "b", "c", "d" y "e"***, como se muestran en la Figura 1. La forma de la segunda derivada está cuantitativamente representada por cuatro razones: ***"b/a", "c/a", "d/a" y "e/a".***

Takazawa [3] reportó que ***d/a*** es una medida de la tensión funcional de las paredes de los vasos sanguíneos. También reportó que ***b/a*** es un índice de envejecimiento de las paredes de los vasos sanguíneos.

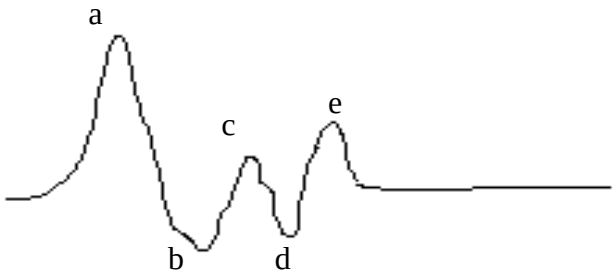


Figura 1. Ejemplo de la segunda derivada de la señal FPG.

Por otro lado, la idea básica del índice de aumentación (IAP), fue descrita por primera vez por Murgos et al. [4] en 1980 con relación al punto de retorno de reflexión en la aorta ascendente. Fue en 1989 cuando Kelly et al. [5] usó por primera vez el término "Indice de aumentación" en un estudio en donde relacionó el IAP con la edad. Ellos mostraron que el IAP en las arterias carótida y radial aumenta conforme a la edad.

La metodología para obtener el índice de aumentación es utilizando una técnica invasiva. El método consiste en introducir un catéter en la aorta ascendente para medir la presión arterial. De la forma de onda de presión en la aorta ascendente, mostrada en la Figura 2 se define el índice de aumentación de presión, *IAP*, como:

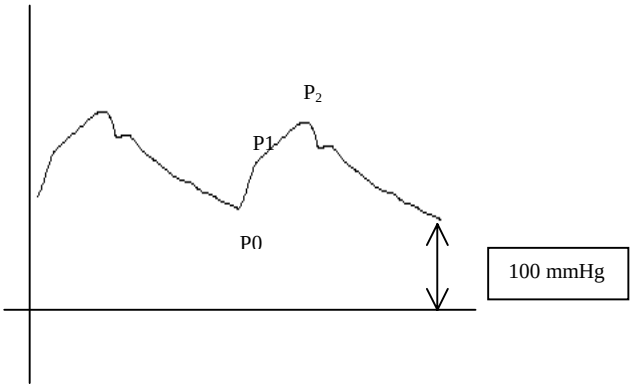


Figura 2. Gráfica de la onda de la presión aórtica ascendente

$$IAP = \frac{P_2 - P_0}{P_1 - P_0}$$

donde,

IAP = Indice de aumentación de la presión

P_0 = Presión diastólica en la aorta ascendente

P_1 = Presión de pico sistólica temprana en la aorta ascendente

P_2 = Presión de pico sistólica tardía en la aorta ascendente

Materiales y Métodos

Se utiliza un analizador de señal fotopletismográfica desarrollado por los autores para capturar la señal, colocando el transmisor y receptor infrarrojos en un dedo. La señal se visualiza en el monitor de una computadora. La señal en la PC es leída y analizada por un programa de procesamiento matemático. Se aplica a la señal capturada de la primera a la cuarta derivada.

Utilizando la cuarta derivada de la señal FPG, se obtiene el índice de aumentación fotopletismográfico (IAF). Este IAF es semejante al IAP, la diferencia consiste en como encontrar el punto de inflexión. Este punto de inflexión, llamado PT1, se encuentra cuando dicha señal cruza por cero. El valor de IAF se define por la ecuación siguiente.

$$IAF = \frac{PTmax - PT1}{PTmax - PTmin}$$

en donde:

IAF = Indice de aumentación fotopletismográfico

PTmax = Punto máximo de la señal FPG.

PTmin = Punto mínimo de la señal FPG.

PT1 = Punto de la señal FPG en donde la cuarta derivada cruza por cero.

El procesamiento que se le da a la señal ya capturada es la siguiente:

1. Se lee la información tipo texto y se almacena en un vector y(x), y(x) es de tipo discreto.
2. Se grafica y(x).
3. Se implementa un algoritmo para determinar una función continua f(x), para la función discreta y(x).
4. Se obtiene la primera, segunda, tercera y cuarta derivada para la función f(x).
5. Si se requiere, se grafica las cuatro derivadas anteriormente encontradas
6. Se pide seleccionar un pulso de la muestra real para obtener sus parámetros.
7. Se determina los valores *a*, *b*, *c*, *d* y *e*
8. Se calculan las relaciones *b/a*, *c/a*, *d/a* y *e/a*
9. Se encuentra el valor de XI en donde la cuarta derivada es cero y tiene una transición de positiva a negativa.
10. Se encuentra PT1=f(XI).
11. Se determina el valor máximo y mínimo de f(x) llamados respectivamente PTmax y PTmin.
12. Se encuentra el índice de aumentación fotopletismográfico (IAF).
13. Se graban los datos encontrados en un formato de hoja de cálculo.
14. Se clasifica la información para su estadística

Se hizo un estudio con 30 personas, 17 voluntarios sanos y 13 pacientes con alguna patología cardiovascular, se capturó su señal FPG y se realizó el procesamiento matemático respectivo.

Resultados

La señal FPG capturada de un voluntario sano se muestra en la Figura 3. La segunda y cuarta derivada de esta señal FPG se presentan en las Figuras 4 y 5.

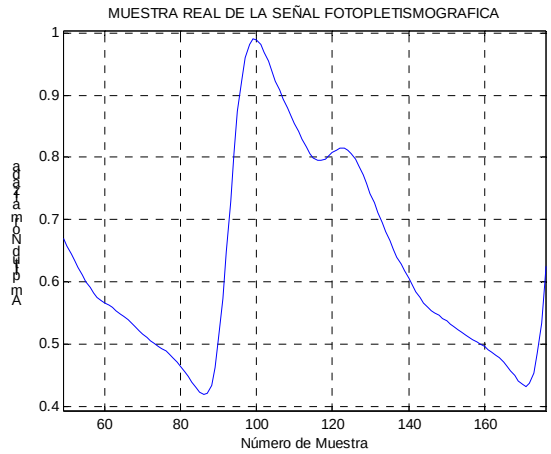


Figura 3. Señal FPG de un voluntario sano.

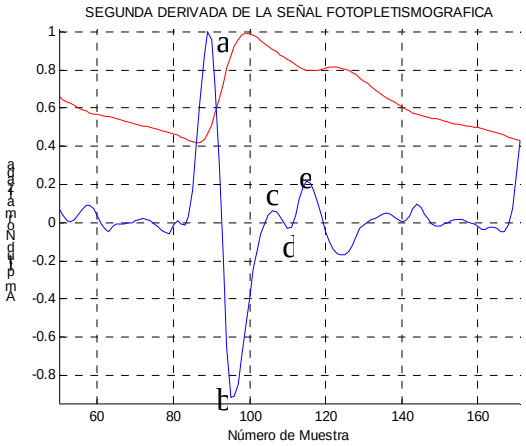


Figura 4. Segunda derivada de la señal FPG.

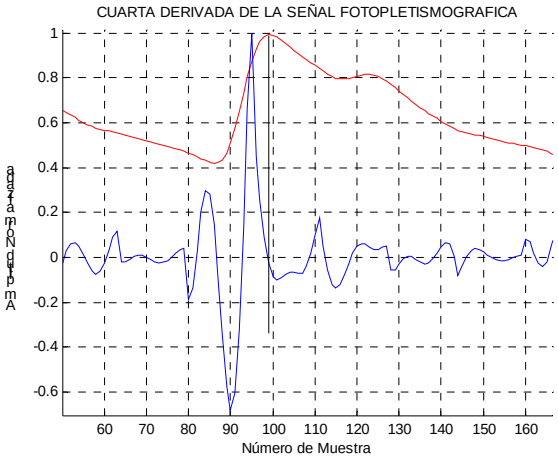


Figura 5. Cuarta derivada de la señal FPG.

La señal FPG capturada en una persona con patología cardiovascular (hipertensión) se muestra en la Figura 6. En las Figuras 7 y 8 se presentan la segunda y cuarta derivada de la señal FPG respectivamente.

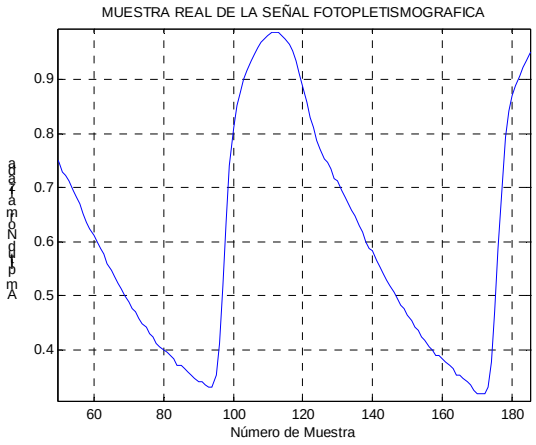


Figura 6. Señal FPG de una persona con hipertensión.

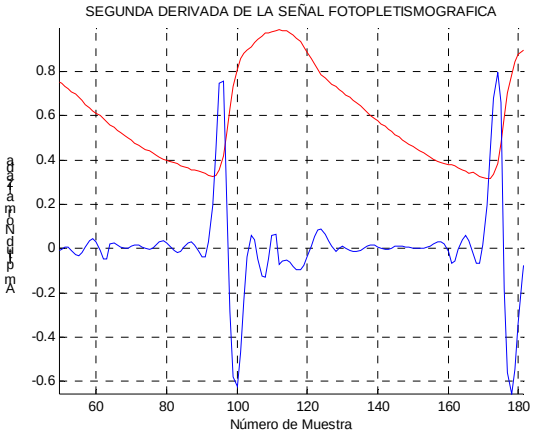


Figura 7. Segunda derivada de la señal FPG.

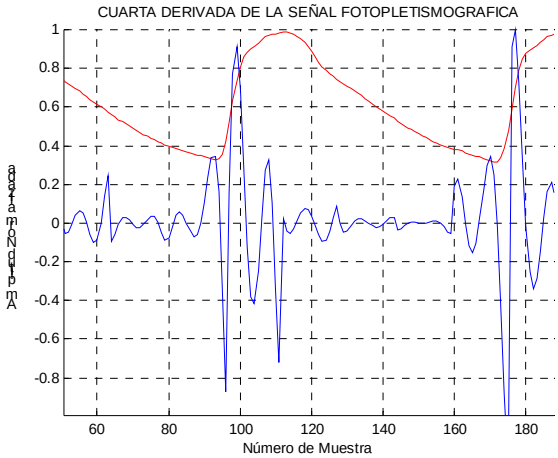


Figura 8. Cuarta derivada de la señal FPG.

De los estudios realizados a los 17 voluntarios sanos y 13 personas con patologías cardiovasculares se presentan los parámetros analizados con cambios más significativos en las Tablas 1 y 2. Se utilizó la distribución t con $p< 0.0001$ para la relación b/a, $p= 0.0002$ para la relación c/a y $p< 0.0001$ para IAF.

Tabla 1. Resultados del análisis de la señal FPG para personas sanas.

Persona	"b/a"	"c/a"	IAF
M1-1	-1.23384	0.240752	-0.00029
M1-2	-1.89166	0.433131	-0.03132
M1-3	-1.03075	0.088825	-0.59369
M1-4	-1.99178	0.540424	-0.27753
M1-5	-1.47317	0.292369	-0.04245
M1-6	-1.45321	0.134087	-0.02108
M1-7	-1.40939	0.310567	-0.16493
M1-8	-1.38505	0.205869	-0.14199
M1-9	-1.10615	0.370457	0.202359
M1-10	-1.11225	0.202297	-0.05812
M1-11	-1.01801	-0.0387	-0.11779
M1-12	-1.01742	0.180618	-0.0333
M1-13	-1.25943	0.130931	-0.00106
M1-14	-1.29874	0.168382	-0.05568
M1-15	-1.04792	0.079679	-0.22524
F1-1	-1.23824	0.164769	-0.00946
F1-2	-1.23097	0.315762	-0.09298
Media	**-1.30576**	**0.224719**	**-0.09791**
Desviación	**0.291897**	**0.146069**	**0.169086**

Tabla 2. Resultados del análisis de la señal FPG para personas con patologías.

persona	"b/a"	"c/a"	IAF
M2-1	-0.63821	-0.32868	0.852275
M2-2	-0.76289	-0.48752	0.30293
M2-3	-0.38342	-0.09706	-0.92921
M2-4	-0.66126	-0.17275	4.933265
M2-5	-1.03519	0.002155	0.442482
M2-6	-0.89834	-0.06466	0.237167
F2-1	-0.41643	-0.12898	1.298981
F2-2	-0.8592	0.148452	0.219348
F2-3	-0.60277	-0.25098	1.037862
F2-4	-0.7266	0.086456	3.145615
F2-5	-0.37413	0.240594	2.834597
F2-6	-0.06827	0.444228	0.285907
F2-7	-0.95348	0.112522	1.886787
Media	**-0.49295**	**-0.02919**	**0.973412**
Desviación	**0.287105**	**0.244171**	**1.634815**

Como se puede visualizar en los resultados, las relaciones b/a y c/a disminuyeron considerablemente en las personas con alguna patología cardiovascular comparadas con los voluntarios sanos mientras que el índice de aumentación fotopletismográfico aumentó en gran medida en las personas con patología con respecto a los voluntarios sanos.

Discusión

Se ha presentado un análisis de la señal FPG utilizando la segunda y cuarta derivada así como el índice de aumentación fotopletismográfico como un complemento al diagnóstico de enfermedades cardiovasculares.

La relación b/a se plantea como un indicativo de la rigidez de las paredes de los vasos sanguíneos.

El índice de aumentación fotopletismográfico se maneja como un parámetro similar al índice de aumentación de la presión pero con una gran ventaja al utilizarse en forma no invasiva.

Referencias

[1] Shelley Kirk, Shelley Stacey. Pulse Oximeter Waveform: Photoelectric Plethysmography; Clinical Monitoring W. B. Philadelphia 2001. Ch. 23:420-428.

[2] Avinash B. Kumar, Bhavin B. Shah, Scharf. John E. Photo-plethysmogram Morphology and Atherosclerosis. 28th Annual Gulf Atlantic Anesthesia Resident Research Conference. April 2002..

[3] Takazawa Kenji, Tanaka Nobuhiro, Fujita Masami, Matsuoka Osamu, Saiki Tokuyu, Aikawa Masaru, Tamura Sinobu, Ibukiyama Chiharu. Assessment of Vasoactive Agents and Vascular Aging by the Second Derivative of Photoplethysmogram Waveform.Hypertension,1998;32:365-370.

[4] Murgo JP, Westerhof N, Giolma JP, Altobeli SA. Aortic input impedance in normal man: relationship to pressure wave forms. Circulation. 1980;62:105-116.

[5] Kelly RP, Hayward CS, Avolio AP, O'Rourke MF. No invasive determination of age-related changes en the human arterial pulse. Circulation. 1989;80:1652-1659.

The Use of Reactive Agents to Improve a Parallel Genetic Algorithm Solution

Ana Lilia Laureano-Cruces*, Julio Solano González** Javier Ramírez-Rodríguez*, José Manuel de la Cruz-González*

* UAM-Azcapotzalco/Departamento de Sistemas, México D.F., México
** IIMAS_UNAM/IIMAS, México D.F., México

e-mail: julio@uxdea4.iimas.unam.mx
clc.jararo@correo.azc.uam.mx

Abstract: One of the distributed artificial intelligence objectives is the decentralization of control. Multi-agent architectures distribute the control among two or more agents, which will be in charge of different events. In this paper the design of a parallel Multi-agent architecture for genetic algorithms is described, using a bottom-up behavior design and reactive agents. Such design tries to achieve the improvement solution of parallel genetic algorithms. The purpose of incorporating a reactive behavior in the parallel genetic algorithms is to improve the overall performance by up-dating the sub-populations according to the general behavior of the algorithm avoiding getting stuck in local minima. Two kinds of experiments were conducted for each one of the algorithms and the results obtained with both experiments are shown.

Introduction

A kind of Multi-agent (MA) architecture is the one designed with reactive agents, which were first studied by Brooks [1] in the early 80s. Their main characteristic is that they have no exhaustive representation of the real world. Their behavior is emergent, i. e., it is to a great extent dependent on the perception of the environment at a given instant.

Reactive agents are also known as agents based on behavior. Their main features are: 1) a constant interaction with the environment, and 2) a control mechanism allowing them to work with limited resources and incomplete information [3,4,6]

The chief advantage of the use of reactive agents lies in the speed of adaptation to unforeseen situations This advantage has a high cost, since reactive design leaves a great deal of deliberative tasks to the designer.
In this paper a proposal for the analysis and design of reactive agents based on the bottom-up design mechanism proposed by Maes [7] and Laureano, de Arriaga and García-Alegre [5] is developed, in order to improve on the results obtained in [10] by means of a parallel genetic algorithm whose domain is centered on the efficiency of the classification of a universal set in two independent subsets. The balance between the capacity to converge to an optimum and the ability to explore new regions is dictated by p_m , p_c and the type of crossover employed. In this work p_m , p_c are varied adaptively occording to the fitness values of the solutions [9].

Such architecture is implemented by establishing a similarity between the desires expressed by Maes: eating, exploring and fleeing, with the desire to: interchange individuals and improve the quality of the solution.

Design of the Reactive Genetic Algorithm

2.1 Control Mechanism for a Reactive Agent
Pattie Maes [7] proposes a reactive mechanism for choosing a given behavior among a set of them.

Maes simulates the behavior of a not very complex artificial creature, which has a set of ten different behaviors: eating, drinking, exploring, going-towards-food, going-towards-water, sleeping, fighting, fleeing-from-creature, going-towards-creature, and dodging-obstacle. Besides, it has a set of seven motivations: thirst, hunger, sleepiness, fear, tiredness, safety and agressiveness. Such creatures are placed in a virtual environment, inside which can be found some elements such as: water, food, another creature, an obstacle. The quantities of those elements are variables. Each behavior is associated with: a) an activation level represented by a real number; b) a set of conditions, and c) a threshold, represented as well by a real number. For a given behavior to be executed, its activation level must surpass the threshold level, as well as fulfilling a number of conditions related to the environment. For instance: for the eating behavior to be executed, there must be food near the creature.

As for behavior activation mechanisms, they are represented by 1) the creature's desire to perform a given behavior; 2) the present situation: the environment influences the creature's desires; 3) activation through the precedent: When a behavior is executed, the value of the activation level goes down to almost zero. The same happens to all the values of

activation levels associated to the desires related to that behavior.

2.2 Parallel Genetic Algorithm with Reactive Characteristics

The Parallel Genetic Algorithm (PGA) performance is based on the interchange of individuals among different sub-populations. Plans best known for individuals interchange are migration and diffusion. Those mechanisms have as input data a previous knowledge of: 1) the generation, and 2) the sub-populations involved.

The purpose of incorporating a reactive behavior in the PGA, is improve the overall performance by up-dating the sub-populations according to the general behavior of the algorithm avoiding getting stuck in local minima. An emergent behavior is proposed that, as has been already stated, is the main feature of reactive agents. The Reactive Parallel Genetic Algorithm (RPGA) will be able to send and receive individuals from and to any other sub-population. The former, at the time required, by observing the stimuli presented by the environment at a given time, without affecting its performance. In what follows a more detailed description is made of the characteristics and elements that will substitute the traditional migration mechanism:

A sub-population might send individuals to another sub-population in any generation,. There is no need for both sub-populations to be synchronized. The sender does not know in what generation, nor to whom will it send individuals, until the very moment they are sent.

Due to the reactive migration plan, several cases can arise in the individuals interchange stages. These go from the minimal case in which in a given generation no population sends any individuals, to the maximum one in which, given a generation, all the populations send individuals to the n - 1 remaining ones. All the subsets of ordered pairs of the set of sub-populations must be considered.

In each generation, each genetic algorithm GA (sub-population) must verify if individuals from other sub-populations have arrived. The former due to the lack of synchronization and migration topology. For that reason, all the sub-populations, represented by their GA, must check a special buffer, which will be called the station. It is in this station where all arriving individuals are temporarily stored. If the station is empty, the GA continues on its task; if it is not, the individuals are extracted and added to the sub-population.

The sending of individuals from one sub-population to another is determined by certain non-deterministic impulses assigned to each GA. Those impulses would be controlled by a mechanism similar to the one used by Maes [7] to simulate the behavior of simple creatures in a dynamic environment. The mechanism proposed here borrows some concepts from Maes, adding some new ones in order to be able to adapt it to the field of GAs. The new concepts are defined below.

Migration Limit: is a value representing the limit that the migration impulse must surpass for the GA to be able to send a group of individuals to some of the $n - 1$ remaining sub-populations. The migration limit can remain constant during the population evolution.

Migration Impulse: is a value representing the GA's desire of sending individuals to a specific sub-population. It allows each GA to have a migration impulse for each one of the $n - 1$ remaining sub-populations. When this value surpasses the migration limit, the GA selects a group of individuals and sends them to the corresponding sub-population. The migration impulse is cut down to 10% of its present value after they are sent.

Stimulus Range: is an interval comprising the allowed values of the stimulus in order to increment the migration impulse. In other words, all the GA (sub-populations) in each generation produce a random value for each one of the n-1 remaining sub-populations. Such value is within the production range of the stimulus. The generated value will be called stimulus and it will be added to the present value of the migration impulse.

Given the characteristics described above and knowing the optimal solution, The purpose is to keep a high diversity in the sub-populations to prevent premature convergence.

An important aspect of the GA is the quality of the solution. For that reason, a mechanism is included in which each population requests to the n-1 remaining sub-populations the sending of individuals. Such request will be made based on the time elapsed from the last time the former best solution was improved. The time interval (number of generations) elapsed without improvement will be called improvement limit.

When in a GA a number of generations have passed and the improvement limit did not change, it sends a message to the other n-1 GAs. This message is interpreted as a request for individuals from the sender. The former will allow the rest of the GAs (sub-populations) to send their own individuals. Once they are sent, the value of the migration impulse of the receiving sub-population is decreased. The value of the migration impulse is stored in each sending sub-population. The decrease of that value is in order to prevent such sub-population from receiving individuals on a short period of time.

All these characteristics, together in the same GA, constitute what we hereafter will call Reactive Parallel Genetic Algorithm (RPGA), which is presented in Fig. 1.

As can be perceived in the Fig. 1, the RPGA works in the following fashion: initially, it generates randomly a population of individuals, and enters the evolution cycle of that population, where for each iteration (generation) it finds out the aptitude of the individuals. It chooses the individuals that will survive, according to the selection plan used [2]. Individuals are crossed and mutated. Later, starts the reactivity stage, where, to begin with, the value of the migration impulse of each remaining sub-population is increased. A check is made to see if an individuals' request have arrived, in which case the value of the migration impulse is increased again in each sub-population that sent a request. The value of each migration impulse is looked over, and individuals are sent to the sub-populations whose migration impulses are greater than the migration limit.

```
Generate Initial Population
Do While Population Evolution Criterion not Fulfilled
        Find Aptitude
        Select Individuals
        Cross Individuals
        Mutate Individuals
        Increment Migration Impulse
        If (Requests Arrived), Then
                Increment Migration Impulse
        End If
        If (Impulse >Limit), Then
                Send Individuals
        End If
        If (Individuals arrived), Then
                Add Individuals to Population
        End If
        If (solution not Improved in given time), Then
                Send Individuals Request
        End If
End Do
```

Figure. 1. Reactive Genetic Algorithm

Later on, the station is verified to look for individuals that just arrived; if they did, those individuals are added to the sub-population; otherwise, the iterative process continues. The last step is to verify which one is the best element found in this generation. If that element is better than the global optimum, the former is substituted by the new best element. Otherwise, a counter is incremented. If the value of that counter is greater than or equal to the improvement limit, then the GA sends an individuals request to the other GAs. This cycle is repeated until the result complies with the convergence criterion or with the number of iterations agreed upon.

Communication between sub-populations is represented by sending and receiving individuals. This is accomplished by perceiving the local environment through three independent agents in each sub-population. Such perception is meant to find stimuli allowing them to communicate with the n-1 sub-populations. The interaction between agents is local for the sub-population and its purpose is to reach its goals: request, sending and reception of individuals. Fig. 2 shows the types of communication, considering two agents; that is, two populations.

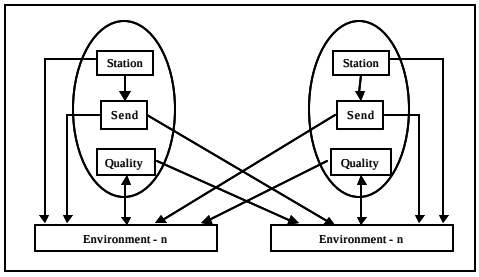


Figure 2. Types of Communication using 2 agents

Experiments

3.1 Objective Function

For this research we had available a set of 201 samples, belonging to a universal set, of whom 49 belong to Group 1, and 152 to Group 2. The comparison between genetic algorithms was carried out by measuring the effectiveness of each one, in order to classify accurately each individual in its proper group.

An objective function was designed for this purpose, determining the number of successes for each individual in the population, in such way that the best individual will be the one having 201 successes, or 100% effectiveness, while the worst would be the one with 0 successes, or 0% effectiveness when classifying:

$$f(x) = C\sum_{i=1}^{n} a_i + \sum_{j=1}^{m} b_j \qquad (1)$$

where:
n is the number of samples from group 1.
m is the number of samples from group 2.

$$a_i = \begin{cases} 1 & if \quad classifies correctly sample\, i \quad from\ group 1 \\ 0 & otherwise \end{cases}$$

$$b_j = \begin{cases} 1 & if \quad classifies correctly sample\, j \quad from\ group 2 \\ 0 & otherwise \end{cases}$$

C: a constant, used to assign a greater weight to successes in samples from group 1.

In this work two types of mutation were used: static and dynamic. The dynamic one was defined in a similar way to the one used by Patniak, and Mandavilli [10] where individuals whose fitness is equal to the best in generation have a $P_m = 0$. This avoid the mutation of high quality individuals giving as a result a high probability of premature convergence. Therefore in this case a more aggressive mutation rate can be used, that is,

$$p_m = \frac{k_1(A_{max} + A_{avg} - A_{ind})}{A_{max}} \quad \text{for} \quad A_{ind} > A_{avg} \qquad (2)$$

$$p_m = k_2 \quad \text{for} \quad A_{ind} <= A_{avg} \qquad (3)$$

where:

p_m = mutation probability.

A_{max} = aptitude of the best individual of the population in that generation.

A_{avg} = average aptitude of all individuals of the population in the generation.

A_{ind} = aptitude of the individual for which p_m is being estimated.

k_1 = 0.5

k_2 = 0.25

3.2 Parameters and Configuration

The RPGA uses a maximum of 2000 generations. The universal stochastic selection method of reproduction is applied. The crossing mechanism is a discrete one with a probability of 1.0. The mutation mechanism is based on the one proposed by Mühlenbein and Schilerkamp-Voosen [8] and the mutation probability is dynamic, based on the work of Patniak and Mandavilli [9].

A real codification is used for the chromosome structure, since the alleles of each individual have values in the interval [0, 1]. An adjusted aptitude plan is used to map the aptitudes of the individuals as values in the interval [0, 1].

Table 1. Results of tests for parallel and reactive genetic algorithms when using static mutation.

	Parallel Genetic Algorithm			Reactive Genetic Algorithm		
Run	Time	Aptitude	Effect	Time	Aptitude	Effect
1	370	0.9813	93.58	409	0.9798	93.08
2	372	0.9829	94.06	407	0.9829	94.06
3	368	0.9844	94.56	410	0.9829	94.06
4	369	0.9829	94.06	412	0.9813	93.58
5	375	0.9782	92.58	413	0.9798	93.08
6	375	0.9813	93.58	411	0.9844	94.56
7	389	0.9798	93.08	408	0.9813	93.58
8	371	0.9782	92.58	407	0.9844	94.56
9	372	0.9798	93.08	410	0.9844	94.56
10	371	0.9844	94.56	415	0.9829	94.06
Average	373.2	0.9813	93.57	410.2	0.9824	93.92

Table 2. Results of tests for parallel and reactive genetic algorithms when using dynamic mutation.

	Parallel Genetic Algorithm			Reactive Genetic Algorithm		
Run	Time	Aptitude	Effect	Time	Aptitude	Effect
1	670	0.9829	94.06	707	0.9860	95.06
2	678	0.9875	95.55	710	0.9891	96.04
3	673	0.9860	95.06	711	0.9829	94.06
4	672	0.9813	93.58	709	0.9844	94.56
5	670	0.9860	95.06	710	0.9891	96.04
6	668	0.9860	95.06	708	0.9813	93.58
7	671	0.9829	94.06	700	0.9891	96.04
8	675	0.9813	93.58	710	0.9860	95.06
9	679	0.9829	94.06	712	0.9875	95.55
10	673	0.9829	95.55	715	0.9891	96.04
Average	673.1	0.9840	94.56	709.2	0.9864	95.20

The RPGA has available a population of 800 individuals, the best results were obtained when it was divided into 8 sub-populations of 100 each. Members of the population migrate using the reactive mechanism with a migration percentage of 10%. The best individuals of each population are selected to migrate to others, and the incoming individuals substitute the worst ones. In order to implement a reactive migration scheme, several runs were conducted. The best results were obtained for migration rates of: 10, 15 and 20, to save communications we choose 20 as migration limit. Therefore, migration impulses are set to zero and progressively increased in each generation randomly, with a stimulus value included in the interval [0.0, 2.0]. The improvement limit has a value of 20 generations.

3.3 Experiments and Results

Two kinds of experiments were performed for each one of the algorithms: a) a parallel, and b) a reactive one. The first experiment was made using static mutation, and the second one, dynamic. For each algorithm 10 trials were made. At the end of those experiments information was obtained about: 1) best percentage of classification, and 2) the classification average. The results obtained with both experiments are shown above (Table 1 and Table 2).

As can be seen in la Table 1, the reactive genetic algorithm obtained a classification average slightly higher than the parallel one. Even so, both algorithms achieved a best classification percentage of 94.56%.

Table 2, shows that the reactive genetic algorithm obtained a classification average of 95.20%, while the parallel one is slightly lower, at 94.56%. On the other hand, the reactive algorithm achieved classification with an effectiveness of 96.04% while the parallel one reached 95.55%.

Conclusions

In this paper, a migration mechanism for genetic algorithms controlled by reactive agents is presented. Such agents were inspired by the bottom-up design of the behavior proposed by Maes [7] and Laureano et al. [5].

The results obtained show that both algorithms present their best results when dynamic mutation is used, the RGA being the best for classifying, with a mean effectiveness percentage of 95.20%, while the PGA reaches 94.55%.

In that way the RGA can be considered as an efficient method for the solution of complex problems. In the case we deal with, slightly better results are found from those of the PGA. Even if the computing time of the RGA is larger, it has however a practical advantage, a higher classification average.

References

1.- Brooks, R. 1991. Intelligence without Reason. Artificial Intelligence, 47:139-159.

2.- Goldberg. D. 1989. Genetic Algorithms in Search, Optimization and Machine Learning. (ed.) Addison-Wesley.

3.- Laureano, A., 1998. Los Sistemas Reactivos: Un Nuevo Acercamiento a la Inteligencia Artificial Distribuida. NOVATICA. 132:51-55. (Spain.)

4.- Laureano, A., and de Arriaga, F. 1998. Multi-Agent Architecture for Intelligent Tutoring Systems. Interactive Learning Environments, (ed.) Swets & Zeitlinger, 6(3):225-250.

5.- Laureano, A., and de Arriaga, F. and García-Alegre, M. 2001. Cognitive Task Analysis: a Proposal to Model Reactive Behaviours. Journal of Experimental & Theoretical Artificial Intelligence. (ed.) Taylor & Francis, Ltd.

6.- Laureano, A., and Barceló, A. 2003. Formal verification of multi-agent systems behaviour emerging from cognitive task analyisis. Journal of Experimental & Theoretical Artificial Intelligence. (ed.) Taylor & Francis, Ltd. (to appear).

7.- Maes, P. February 1991. A Bottom-Up Mechanism for Action Selection in an Artificial Creature. From Animals to Animats: Proceedings of the Adaptive Behavior Conference'91. Edited by S. Wilson and J. Arcady-Meyer. MIT-Press.

8.- Mühlenbein, H. Schlierkamp-Voosen, D. 1993. Predictive Models for the Breeder Genetic Algorithm, I: Continuous Parameter Optimization. Evolutionary Computation. 1(1):25-49.

9.- Patniak, L., Mandavilli, S. 1996. Adaptation in Genetic Algorithms, pp. 45-63. In Pal, S. and Wang, P. (Editors). Genetic Algorithms for Pattern Recognition. CRC Press.

10.- Quintana Hernández, M. I., Solano González, J., A Genetic Algorithm Approach to Auxiliary Diagnosis of Neurocysticerosis, Proceedings of the 2000 Genetic and Evolutionary Computation Congress Workshop Programm, Las Vegas, Nevada, pp 301-304.

NOVO PARÂMETRO PARA AVALIAÇÃO DO CONTRASTE EM APARELHOS DE ULTRA-SOM MODO-B

L. M. Oliveira*, J. M. Maia**, W. C. A. Pereira*** e H. R. Gamba**

*Faculdade Evangélica do Paraná - FEPAR - Curitiba, Brasil
**Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial
CPGEI/CEFET-PR - Curitiba, Brasil
***Programa de Engenharia Biomédica-COPPE/UFRJ - Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: humberto@cefetpr.br

Abstract: A new parameter to assess the contrast detail in B-mode ultrasound (US) equipment is presented. This new parameter was called discernability and its aim is to find out the minimum General Gain (GG) and Time Gain Control (TGC) to discern anechoic and hyperechoic structures from the hypoechoic medium. The main advantage in using this parameter is that it makes possible to use only one general purposed US phantom for image quality control (QC). This parameter was evaluated with 25 US equipments in the city of Curitiba. The results demonstrated that the GG must be adjust to zero and TGC in the range of ½ (50%) and ¾ (75%).
Palavras-chaves: **equipamento de ultra-som, imagens médicas, controle de qualidade, transdutores.**

Introdução

A ultra-sonografia médica é hoje um dos métodos de diagnóstico mais utilizados em medicina. O desempenho dos novos aparelhos bem como a capacidade de reconstrução dos novos computadores com alta tecnologia, fornecem aos médicos segurança no seu manuseio bem como maior confiança no diagnóstico por imagem. Esses aparelhos fornecem inúmeras informações através de um procedimento não-invasivo, de maneira rápida, simples e relativamente barata, em comparação com outros métodos de diagnóstico por imagem e com resultados bastante satisfatórios.

Dados não oficiais da Sociedade de Radiologia e Diagnóstico por Imagem do Paraná, sugerem a existência de aproximadamente 200 aparelhos de ultra-som (US) em Curitiba, dos quais a metade funciona com apenas um transdutor (convexo, com freqüência entre 3 e 5 MHz). Não é possível determinar o número exato de aparelhos funcionando, uma vez que muitos médicos de outras especialidades, como ginecologistas, urologistas, gastroenterologistas e cardiologistas possuem aparelhos de ultra-som em seus consultórios, e não estão filiados a essa sociedade, mas sim às suas sociedades específicas.

Contudo, a qualidade da imagem é fundamental para o uso seguro do aparelho de US. O conjunto monitor/aparelho/transdutor é constituído de vários componentes, cada um com funções específicas, contribuindo assim para a qualidade final da imagem. Esses componentes devem operar de maneira harmônica, pois o não funcionamento de apenas um deles, implicará a redução na qualidade da imagem. Portanto, um bom protocolo de controle de qualidade (CQ), além de poder estimar o grau de deterioração de um aparelho, em função do tempo de uso, pode ainda dar informações sobre o componente que está comprometido, verificar a qualidade dos reparos efetuados, bem como auxiliar na especificação e aquisição de novos aparelhos.

A maioria dos trabalhos de CQ envolvendo imagens por US limita-se ao uso de um único objeto de teste (OT): o *multi-purpose phantom* como, por exemplo, o fabricado e comercializado pela Victoreen Inc. [1] [2] [3]. Isso se deve basicamente ao elevado custo dos OT, inviabilizando a aquisição de OT específicos para cada tipo de parâmetro de avaliação. Dessa forma, os protocolos de controle de qualidade limitam-se a procedimentos que podem ser realizados com esse OT e deixam de lado avaliações de parâmetros importantes de CQ como, por exemplo, o contraste.

Vários aspectos do CQ em US ainda não estão bem definidos na literatura, como por exemplo, os procedimentos para avaliação das medidas de distâncias horizontal e vertical e a avaliação do contraste [4] [5] [6].

Particularmente, o contraste em um sistema de imagem por ultra-som é conseqüência da amplificação não-linear (logarítmica) da amplitude dos ecos, isto é, amplificação mais intensa dos ecos de menor amplitude em relação aos de maior amplitude. Nos primeiros aparelhos, não era possível a geração de nenhum tom de cinza intermediário entre o branco e o preto, pois os ecos de menor amplitude não eram exibidos, e os de maior amplitude eram todos exibidos em apenas um tom de cinza, o que resultava em uma imagem binária. O contraste está relacionado à compressão, no aparelho, das amplitudes das ondas sonoras de retorno. A escala de cinza apresenta tons progressivos entre o preto e o branco. Quanto maior o número de tons, maior será o

número de pontos com diferentes tonalidades de cinza na imagem. Os aparelhos atuais utilizam faixas que variam entre 64 e 256 tons de cinza. Deve-se lembrar que a percepção do olho humano é limitada, e o detalhamento excessivo dessa escala, além desse limite, é inútil.

Existe uma relação inversa entre o contraste e o diâmetro de um objeto isolado, visualmente detectável pelo olho humano. Quanto maior o seu diâmetro, menor pode ser o contraste, para que o objeto seja visualizado e vice-versa, conforme mostrado na figura 1. Um objeto menor necessita ter um maior contraste para poder ser identificado.



Figura 1 - Variação do contraste com relação ao diâmetro dos objetos. Imagem obtida com um dos aparelhos testados, com transdutor convexo de 3,5MHz no *phantom multi-purpose*, figura 2.

Nesse trabalho, propõe-se um novo parâmetro para avaliação do contraste para controle de qualidade de ultra-som modo-B baseado no OT *multi-purpose* comumente utilizado por vários grupos de pesquisa, o qual encontra-se descrito em outros trabalhos [2] [3]. O novo parâmetro para avaliação do contraste foi denominado de discernibilidade.

Materiais e Métodos

O parâmetro discernibilidade que está sendo proposto nesse trabalho consiste em um novo conceito para avaliação do contraste. A idéia desse novo parâmetro é estabelecer referências para os ajustes de GG e TGC para uma referência de contraste fornecida por um OT de propósito geral utilizado na maioria dos protocolos sugeridos por outros autores [2] [3], evitando assim a necessidade de um OT específico.

No caso utilizou-se. o OT *multi-purpose* da VICTOREEN INC., figura 2. Nesse OT existem estruturas anecóicas e hiperecóicas nas profundidades de 25mm, 45mm, 65mm e 85mm, com diâmetros de 4mm, 6mm, 8mm, e 12mm, respectivamente. Esses objetos estão em um meio hipoecóico, grupo F, figura 2. O teste de discernibilidade consiste em determinar os ajustes mínimos de Ganho Geral (GG) e Compensação do Ganho em Função do Tempo (TGC) para discernir essas diferentes ecogenicidades.

As faixas de freqüências dos transdutores utilizados nos experimentos são apresentadas na tabela 1.

Tabela 1 – Faixas de freqüências dos transdutores utilizados nos experimentos.

Tipo de transdutor	Faixas de freqüências
convexos	3,3, a 5 MHz
endocavitários	5 a 10 MHz
Lineares	6 a 12 MHz

A definição dos procedimentos do teste de discernibilidade foi inicialmente implementada em dois aparelhos de US: um com menos de 5 anos e outro entre 5 e 10 anos de uso. Tais equipamentos foram previamente avaliados e encontravam-se perfeitamente funcionais.

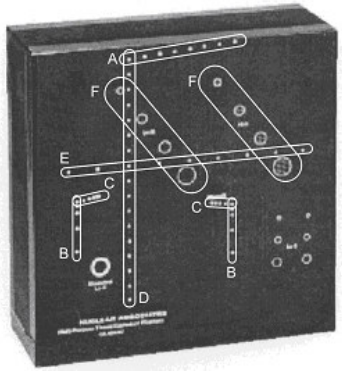


Figura 2 – *Phantom* multi-purpose (VICTOREEN INC.) com os alvos e objetos agrupados para avaliação dos parâmetros de ultra-som. As letras F indicam os anecóicos e hiperecóicos utilizados para avaliar o parâmetro discernibilidade.

A avaliação da repetibilidade da medida foi realizada em outros dois equipamentos. Os testes de repetibilidade foram realizados por seis médicos residentes em Radiologia e Diagnóstico por Imagem do Hospital Universitário Evangélico de Curitiba: dois residentes R1 com três meses de experiência; dois residentes R2 com experiência de um ano e; dois residentes R3 com dois anos de experiência em ultra-sonografia.

Protocolo para aplicação do teste de Discernibilidade

A metodologia do teste de discernibilidade consiste na seguinte seqüência:

- Colocar o transdutor na superfície superior do OT alinhado ao seu plano vertical.
- Ajustar o foco de forma a coincidir com a profundidade de cada grupo de objetos a serem analisados no mesmo plano horizontal, grupo F, figura 2.
- Ajustar o GG e o TGC no mínimo, para visualização simultânea dos objetos anecóico e hiperecóico, bem como do meio hipoecóico circundante na mesma profundidade.
- Repetir o mesmo procedimento para cada grupo de objetos nas demais profundidades.

A variação do GG e TGC têm de seguir a seguinte ordem:

- GG e TGC no mínimo;

- Mantendo o GG no mínimo, varia-se os botões de TGC a cada ¼ (25%), até o seu máximo.
- Volta-se à posição inicial, com ganho geral e TGC mínimo.
- Gira-se o botão GG em ¼ (25%), e recomeça-se a variar os botões do TGC a cada ¼ (25%), até o seu máximo.
- Volta-se à posição inicial, com GG e TGC mínimo.
- Gira-se o botão do GG para ½ (50%), e recomeça-se a variar os botões do TGC a cada ¼ (25%), até o seu máximo. E assim sucessivamente.

A opção por essa metodologia deve-se ao fato de que o GG, amplifica o sinal ultra-sônico recebido pelo transdutor, de maneira uniforme, ao passo que o TGC amplifica de maneira seletiva, por ser uma função do tempo decorrido entre a emissão e retorno da onda sonora, logo, a saturação de uma imagem ocorre mais precocemente com o aumento do GG do que do TGC, conforme ilustra a figura 3, da imagem de uma vesícula biliar, de um paciente vivo, obtidas no mesmo momento, com GG e TGC diferentes.

A partir dos testes realizados em 25 equipamentos estabeleceu-se um ajuste ideal de GG e TGC que podem ser utilizados como referência nos testes de controle de qualidade.

Resultados

A tabela 2 resume os resultados dos ajustes mínimos de GG e TGC que cada um dos residentes utilizou para visualização conjunta dos cistos e sólidos. Os testes foram realizados em dois aparelhos de ultra-som diferentes, previamente avaliados com o protocolo aqui sugerido, e que apresentavam parâmetros bastante distintos, isto é, o aparelho A apresentava todos os parâmetros de CQ próximos do esperado, o que não aconteceu com o aparelho B. Esses testes foram realizados em cada aparelho no mesmo dia, no mesmo ambiente, com a mesma luminosidade, temperatura e umidade relativa do ar. Observa-se que os valores das variáveis GG e TGC, para esse parâmetro proposto, apresentaram resultados similares para todos os médicos residentes no aparelho A (83,33% dos aparelhos tiveram ajustes de GG em zero e TGC em 75% do fundo de escala) e resultados um pouco mais divergentes no aparelho B (54,17% dos aparelhos tiveram ajustes de GG em 25% e TGC em 75% do fundo de escala), considerando que o aparelho B está em desacordo com as normas. Nos testes utilizaram-se transdutores convexos, endocavitários e lineares para objetos anecóicos e hiperecóicos.

Após a aplicação dos testes de repetibilidade realizou-se a avaliação de 25 equipamentos de US em diversas clínicas e hospitais da cidade de Curitiba. Selecionaram-se apenas os aparelhos que possuíam três transdutores (convexo, linear e endocavitário).

Tabela 2 – Distribuição percentual dos parâmetros GG e TGC para discernir objetos anecóicos e hiperecóicos, realizados pelos seis residentes em dois equipamentos de ultra-som.

		Equipamento A	Equipamento B
GG	TGC	Transdutor Convexo	Transdutor Convexo
Zero	Zero	0	0
	25	0	0
	50	12,50	0
	75	83,33	0
	100	4,17	0
25	Zero	0	0
	25	0	0
	50	0	33,33
	75	0	54,17
	100	0	8,33
50	Zero	0	0
	25	0	0
	50	0	4,17
	75	0	0
	100	0	0

A tabela 3 apresenta a distribuição percentual dos valores mínimos de GG e TGC utilizados para visualização dos objetos anecóico, hiperecóicos e do meio.

Tabela 3 – Distribuição percentual dos parâmetros GG e TGC para discernir estruturas anecóicas, hiperecóicas e o meio hipoecóico. Abreviaturas: Z- zero; Trasndutores: C-Convexo, E-Endocavitário, L-Lineares; e NR-Medidas não realizadas na profundidade e diâmetro especificados.

		Profundidade/Diâmetro								
		25mm/4mm			45mm/6mm			65mm/8mm		
GG	TGC	C	E	L	C	E	L	C	E	L
Z	Z	4	4	0	4	0	0	4	0	0
	25	8	4	4	4	0	0	0	0	0
	50	36	20	16	56	20	4	36	12	0
	75	32	28	40	16	24	12	36	20	0
	100	0	16	12	0	20	24	0	4	8
25	Z	0	0	0	4	0	0	8	0	0
	25	0	0	0	0	0	4	0	0	0
	50	0	4	0	4	4	0	0	0	0
	75	8	4	4	4	0	0	4	4	0
	100	8	8	12	0	12	16	4	4	4
50	Z	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	25	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	50	4	0	8	4	0	4	4	0	0
	75	0	4	0	4	0	8	4	4	0
	100	0	0	0	0	4	0	0	4	4
75	Z	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	25	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	50	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	75	0	0	0	0	4	0	0	0	0
	100	0	0	0	0	0	0	0	0	0
100	Z	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	25	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	50	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	75	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	100	0	0	0	0	0	0	0	0	0
NR		0	0	0	0	12	28	0	48	84

Para a profundidade de 85mm só foi possível visualizar os objetos com 12mm de diâmetro com os transdutores convexos. A distribuição percentual de GG e TGC para essas medidas encontram-se na tabela 4.

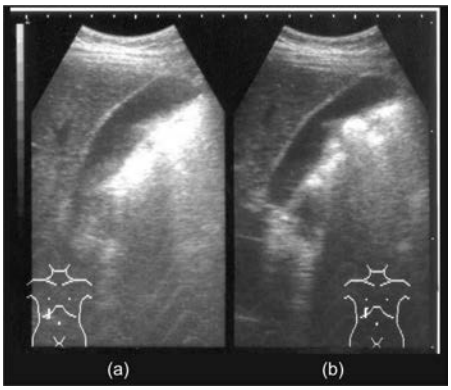


Figura 3 - Imagem da vesícula biliar do mesmo paciente obtida em um dos aparelhos testados, com transdutor de 3,5MHz. Em (a) com GG 1/2 e TGC zero, em (b) com GG zero e TGC 1/2. Observa-se o maior saturação da imagem em (a), conseqüente a um GG maior.

Tabela 3 – Distribuição percentual dos parâmetros GG e TGC para discernir estruturas anecóicas, hiperecóicas e o meio hipoecóico, na profundidade de 85mm com alvos de 12mm de diâmetro. Abreviaturas: Z- zero; NR-Medidas não realizadas na profundidade e diâmetro especificados. Obs.: As combinações de GG e TGC com valores zero foram removidas da tabela.

GG	TGC	Transdutor Convexo
	50	16
	75	48
	100	12
25	Z	4
	75	4
	100	4
	50	4
	75	4
NR		4

Discussão

Neste trabalho apresentou-se um novo parâmetro para avaliação do contraste de equipamentos de US o qual foi denominado de discernibilidade. O objetivo é determinar o mínimo ajuste de GG e TGC para conseguir visualizar estruturas anecóicas, hiperecóicas em um meio hipoecóico. A metodologia proposta para aplicação desse novo parâmetro foi aplicada em 25 equipamentos de US utilizados em clínicas e hospitais da cidade de Curitiba.

A partir da aplicação do parâmetro discerniblidade chegou-se aos seguintes valores ótimos de GG e TGC.

Para transdutores convexos na faixa de freqüência de 3,3 a 5 MHz o equipamento de US deve operar com os ajustes de GG em zero e TGC entre ½ (50%) a ¾ (75%) nas profundidades de 25mm, 45mm e 65mm, par discernir objetos de 4mm, 6mm e 8mm de diâmetro, respectivamente.

Para transdutores lineares/endocavitários de 5 a 12 MHz o equipamento de US deve operar com os ajustes de GG em zero e TGC entre ½ (50%) e 1 (100%) nas profundidades de 25 e 45mm para discernir objetos de 4mm e 6mm de diâmetro, respectivamente.

Ressalta-se que não há na literatura, proposta de se avaliar contraste com um *phantom* de uso geral, mas apenas com *phantoms* especificamente elaborados para este fim, os quais apresentam custos mais elevados.

Conclusão

O parâmetro discernibilidade está sendo proposto nesse trabalho como uma forma de avaliação do parâmetro contraste, e com isso, pode-se utilizar apenas um *phamtom* de uso geral para testes de controle de qualidade de todos os parâmetros, do aparelho de US, diminuindo os custos das entidades responsáveis pela realização desses testes.

Propõe-se, em trabalhos futuros, a avaliação do parâmetro discernibilidade, comparando os resultados obtidos seguindo a metodologia aqui apresentada com os resultados obtidos com um *phantom* específico para a avaliação do contraste (*contrast-detail phantom*).

Referências

[1] MONTEIRO Jr., J. A. *Protocolo de Ensaios para Avaliação de Qualidade de Imagem de Equipamentos de Ultra-som Diagnóstico.* Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica - COPPE, UFRJ, 1999.

[2] MONTEIRO Jr, J. A., VIEIRA, C. R. S., PEREIRA, W. C. A., *Avaliação da Qualidade das Imagens de Equipamentos de Ultra-som par Diagnóstico Médico*. In: IV FNCTS, 1, Curitiba. *Anais*... Curitiba: FNCTS, 1998. pp. 375 – 376, 1998.

[3] ZUCATTI, G. R. *Proposta para Implantação de um Programa de Controle de Qualidade de Imagem em Equipamentos de Ultra-som Modo-B.* 2003. 147 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2003.

[4] AMERICAN INSTITUTE OF ULTRASOUND IN MEDICINE. *Standard Methods for Measuring Performance of Pulse-echo Ultrasound Imaging Equipment.* Maryland: AIUM Standards Commitee, p.53. 1990

[5] AMERICAN INSTITUTE OF ULTRASOUND IN MEDICINE. *Methods for Measuring Performance of Pulse-echo Ultrasound Imaging Equipment, Part II: Digital Methods, Stage 1*. Maryland: AIUM Technical Standards Commitee. Digital Imaging Subcommitee, p. 34, 1995.

[6] GOODSITT, M. M., CARSON, P. L., WITT, S., HYKES, D. L., KOFLER JR, J. M. Real-time B-mode Ultrasound Quality Control Test Procedures. Report of AAPM Ultrasound Task Group No. 1. *Medical Physics*, vol. 25, n. 8, pp. 1385-1406, 1998.

SEGMENTAÇÃO DE CAVIDADES EM IMAGENS DE ECO-CARDIOGRAFIA EM ESPAÇO DE ESCALAS

D. Doering*, A. Schuck Jr.*

* UFRGS/Engenharia Elétrica, Porto Alegre, Brasil

e-mail: ddoering@eletro.ufrgs.br

Abstract: It is proposed in this paper a novel method for segmentation of the cardiac chambers based on scale-space and binarization by threshold. The threshold is calculated using the interior chamber image histogram, selected by the user. Four equations are evaluated for both the threshold calculus and the performance of the whole method. After then, the scale space is applied to the images, each scale-space image is binarized and an "and" logic is performed between the binarized scale-space images. At last, the chamber is enhanced with a Canny edge detector. The quality of the results obtained shows the adequancy of the method to echo-cardiographic images.

***Palavras Chaves*: Eco-cardiografia, segmentação, espaço de escala.**

Introdução

A eco-cardiografia é uma técnica amplamente utilizada em diagnósticos de doenças cardíacas [1]. Com o intuito de aumentar a qualidade do diagnóstico e diminuir sua dependência da experiência dos técnicos, é desejável a extração de parâmetros a respeito do coração (deformação do ventrículo esquerdo [2], fração de fluxo ejetado e débito cardíaco [3]) de forma automática ou semi-automática. Para isso é necessária a segmentação automática das cavidades cardíacas.

As imagens de ultra-som vêm acompanhadas de diversos tipos de degradações, incluindo, ruído impulsivo, distorções e não homogeneidade das intensidades [4], o que não permite o uso de técnicas convencionais para a realização da segmentação dessas imagens. Para a solução desta tarefa são usadas técnicas como *wavelets* [5]; correção das inhomogeneidades das intensidades [4]; redução de ruído impulsivo [6]; o uso de espaço de escalas [3] e combinações entre múltiplas escalas [2].

Neste trabalho propõe-se a segmentação de cavidades em imagens de eco-cardiografia baseada na representação das imagens em espaço de escalas, binarização por limiar das imagens nas diferentes escalas, e a combinação linear das imagens binarizadas. O valor do limiar é calculado com base no histograma do interior da cavidade que se deseja segmentar.

Fundamentos Teóricos

A representação de uma imagem em espaço de escala [7, 8] é formada por um conjunto de imagens que representam a imagem original em diferentes escalas. Matematicamente, dada uma função bi-dimensional $f(x, y) \in \Re$, a sua representação em espaço de escala é $L(x, y, t) \in \Re$, definida por:

$$L(x,y,t) = f(x,y) * g(x,y,t) \quad (1)$$

onde * é o operador convolução, t é a escala e $g(x, y, t) \in \Re$ é o núcleo (*kernel)* gaussiano dado por:

$$g(x, y; t) = \frac{1}{(2\pi t)} e^{-\left(x^2+y^2\right)/2t} \quad (2)$$

sendo a escala (t) igual à variância (σ^2).

A eq. (1) produz um conjunto de imagens suavizadas por uma gaussiana bidimensional de largura variável. Pode-se re-definir esta expressão no domínio da freqüência por:

$$L(x, y; t) = F^{-1}\{F[g(x, y; t)]F[f]\} \quad (3)$$

onde F é o operador DFT (*Discrete Fourier Transform*) bidimensional da imagem e F^{-1} é o operador DFT inverso.

Lindeberg e Eklundh [9] argumentam que o espaço de escalas é uma ferramenta bem definida para lidar com as estruturas da imagem, que naturalmente ocorrem em diferentes escalas. Para extrair informações das imagens, são definidos operadores em espaço de escalas, tais como detectores de bordas (*edges*), cristas (*ridges*) e bolhas (*blobs*) [8]. Em [9] são mostradas diferentes formas sobre como relacionar as estruturas em diferentes escalas e como avaliar a sua importância. Um dos métodos apresentados para classificar a importância de uma estrutura é o tempo de vida útil. Segundo este conceito quanto maior for o tempo de vida útil de um elemento (a presença destes elementos nas diferentes imagens do espaço de escalas) maior será a sua importância. Neste trabalho aplicou-se este conceito *pixel* a *pixel* nas imagens do espaço de escala.

Gonzales e Woods [10] apresentam diversas técnicas de segmentação de imagens usando um limiar extraído de um histograma. Neste trabalho usa-se a limiarização global simples para a segmentação das cavidades, com o histograma retirado apenas do interior da cavidade. Este procedimento é definido por:

$$s(x,y)=\begin{cases}1 & f(x,y)>th\\ 0 & f(x,y)\le th\end{cases} \quad (6)$$

onde *th* é o valor de limiar escolhido para a binarização e *s* é o valor do *pixel* da imagem segmentada, sendo que 1 representa a parede da cavidade e zero o interior da mesma. O procedimento para a escolha do valor de *th* é descrito na seção seguinte.

Materiais e Métodos

A segmentação das cavidades e a extração de suas bordas foram realizadas de acordo com o seguinte algoritmo:

1. Seleção de uma região no interior da cavidade de interesse pelo usuário.
2. Cálculo do histograma da região selecionada no item 1.
3. Determinação do limiar para a binarização da imagem.
4. Representação das imagens em espaço de escala.
5. Binarização das imagens nas diferentes escalas.
6. Cálculo dos *pixels* que possuem tempo de vida útil igual a 100%.
7. Segmentação da cavidade.
8. Cálculo dos *pixels* de borda da cavidade.

A validação do algoritmo proposto foi realizada com o uso de oito imagens na vista denominada 4 câmaras, obtidas do banco de dados do Dr. Iran Castro do Instituto de Cardiologia do Rio Grande do Sul. Tais imagens foram obtidas com o uso do equipamento HP Sonos 2500. Seu tamanho é de 640 x 480 *pixels* com 256 cores em níveis de cinza, sendo que as imagens foram recortadas para ficarem quadradas com tamanho final igual a 480 x 480 *pixels*. Nestas imagens podem ser encontradas cavidades com a borda aberta, ou seja, situações onde não há fronteira entre duas cavidades ou cavidades com a borda fechada (conforme a Tabela 1). Os programas foram desenvolvidos usando o Matlab versão 5.3.

A determinação do limiar para ser utilizado na binarização das imagens (item 3 do algoritmo) foi baseada no histograma (item 2) da região selecionada (item 1) pelo usuário. O valor do limiar utilizado para segmentar a imagem foi obtido após a avaliação de quatro diferentes fórmulas, sendo elas descritas pelas seguintes equações:

$$th=\frac{th_1+th_2}{2} \quad (5)$$

$$th=th_1 \quad (6)$$

$$th=th_2 \quad (7)$$

$$th=th_{-3dB} \quad (8)$$

onde *th* é o limiar escolhido; th_1 é o valor onde o histograma atinge o máximo valor; th_2 é o valor da intensidade do *pixel* mais claro da região e th_{-3dB} é o nível de cinza correspondente a –3dB do valor máximo do histograma (th_1). Isto é indicado na Figura 1. O algoritmo completo de segmentação foi implementado para estas quatro binarizações, e os melhores resultados foram os obtidos com as equações (5) e (8), optando-se por usar (5) neste trabalho. Os limiares utilizados para cada uma das imagens são vistos também na Tabela 1.

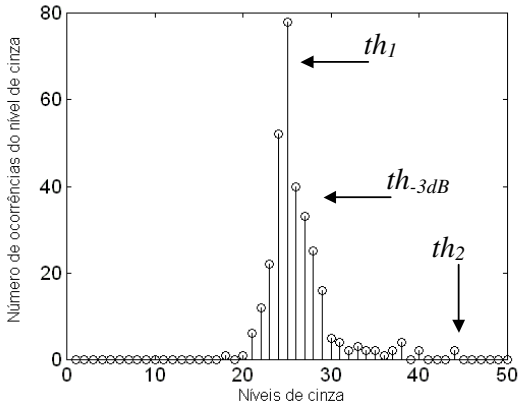


Figura 1: Exemplo dos pontos escolhidos para a determinação do limiar para a binarização da imagem nº9 da Tabela 1.

Para a representação das imagens em espaço de escala (item 4), foram usadas as escalas 2^j para j = 1,2,...8. O limite de escala 2^8 foi estabelecido a partir da observação de que valores de escalas maiores não influenciam o resultado do item 6.

O próximo passo foi a binarização de todas as imagens do espaço de escala usando o limiar escolhido. Este procedimento é exemplificado na Figura 2 para quatro escalas diferentes da mesma imagem.

A seguir determinaram-se os *pixels* da imagem com tempo de vida útil igual a 100%, ou seja, que são brancos em todas as imagens do espaço de escala. Este cálculo é obtido fazendo-se uma lógica E (*And*) com todas as imagens. Isto é mostrado nas Figuras 3-(a) e 3-(b).

A segmentação da cavidade (item 7) foi feita em duas partes. Primeiro fez-se a rotulação de todas as cavidades por vizinhança (pontos pretos que se encontram ligados pertencem à mesma cavidade, obtidos no item 6) e a seguir, selecionou-se aquela região que contivesse a região selecionada para o histograma. Isto é mostrado na Figura 4.

A seguir, na imagem da cavidade segmentada, aplicou-se o algoritmo de Canny para a determinação das bordas desta cavidade. Nas Figuras 5, 6 e 7 são mostrados exemplos dos resultados obtidos com o procedimento apresentado.

Resultados

A seguir são vistos os resultados obtidos com o método proposto no item anterior.

Tabela 1: Imagens utilizadas, o tipo de cavidade encontrada (Aberta ou Fechada) e o limiar calculado para a sua binarização.

Imagem (#)	Tipo	Limiar
1	Fechada	37
2	Fechada	36
3	Fechada	27
4	Fechada	29
5	Aberta	34
6	Fechada	34
7	Aberta	34
8	Aberta	35
9	Aberta	34

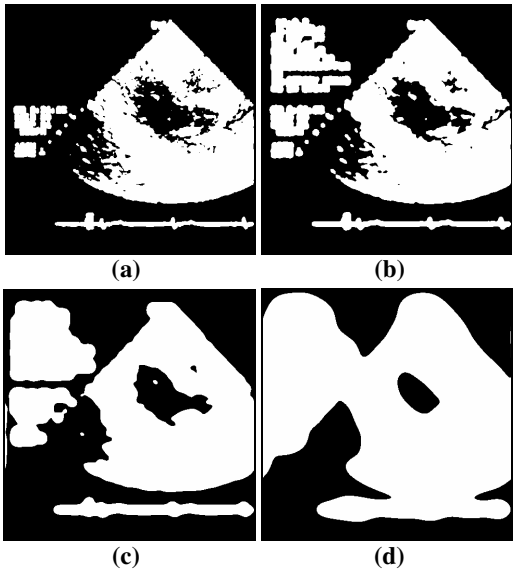


Figura 2: Representação da imagem #6 em espaço de escalas, binarizadas pela equação (5), para as escalas 1 (a), 4 (b), 32 (c) e 256 (d).

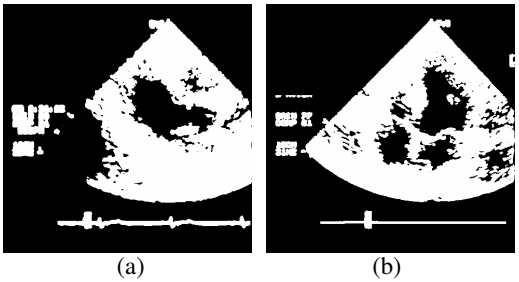


Figura 3: As regiões em branco correspondem a *pixels* da imagem que possuem tempo de vida útil igual a cem por cento: (a) Imagem #6 da Tabela 1. (b) Imagem #3 da Tabela 1

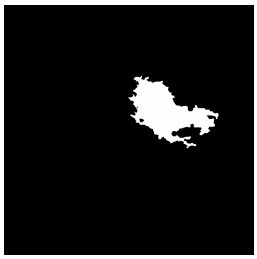


Figura 4: Cavidade segmentada com o algoritmo proposto para a imagem #6 da Tabela 1.

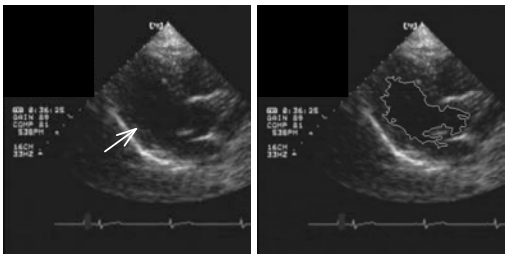


Figura 5: Exemplo de resultado obtido com cavidade fechada (imagem #6 da Tabela 1): (a) Imagem original com a indicação da cavidade selecionada. (b) Imagem original com as bordas da cavidade de interesse destacadas.

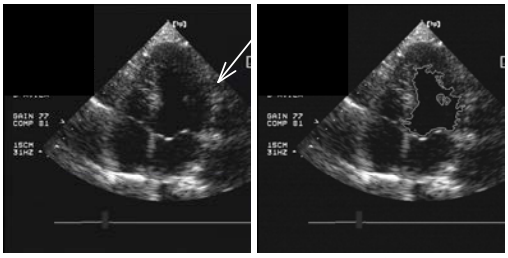
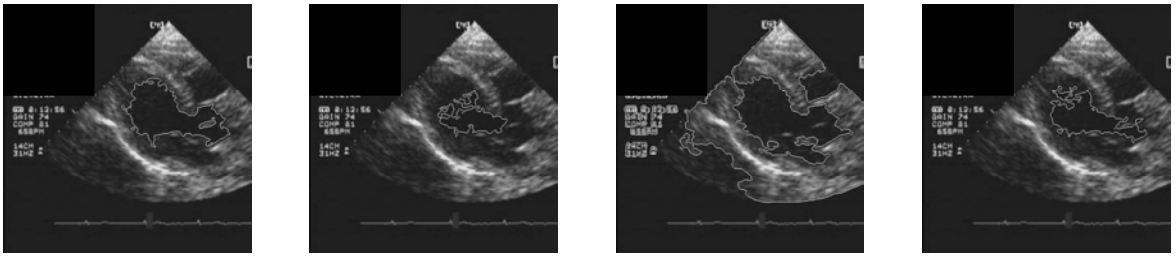


Figura 6: Exemplo de resultado obtido com cavidade fechada (imagem #3 da Tabela 1): (a) Imagem original com a indicação da cavidade selecionada. (b) Imagem original com as bordas da cavidade de interesse destacadas.



(a) (b) (c) (d)

Figura 7: Exemplo de resultado obtido com os diferentes métodos de cálculo de limiar (imagem #1 da Tabela 1), (a) equação (5), (b) equação (6), (c) equação (7), (d) equação (8).

Discussões e Conclusões

Para a discussão dos resultados obtidos com o método proposto nesse trabalho, existem alguns pontos que merecem ser destacados, tais como:

a) Os resultados para o cálculo do limiar usando (5) para as diferentes imagens foram mostrados na Tabela 1. O limiar para esse conjunto de cavidades varia desde 27 até 37. Como pode ser observado, a binarização de uma imagem com diferentes valores de *threshold* varia significativamente (Figura 7). Esta característica se deve à alta sensibilidade da segmentação em função do limiar aplicado. Com base neste fato pode-se afirmar que não é possível determinar um valor ótimo para este parâmetro, sendo necessária a indicação de uma região no interior da cavidade para então poder iniciar o algoritmo proposto. Esse procedimento exige a intervenção do usuário, mas ela é mínima e os resultados obtidos a justificam. Para a segmentação automática das cavidades, é necessário um procedimento adicional como o descrito em [3] que indique uma região no interior da cavidade de interesse.

b) Conforme relatado em [2], o uso de método de segmentação de imagens de ultra-som baseadas em limiar não apresenta bons resultados. Porém, a segmentação destas imagens usando a técnica apresentada mostra que a união do espaço de escalas com a segmentação por limiar é capaz de gerar resultados satisfatórios, como visto nos resultados apresentados.

Neste trabalho foi apresentado um novo método de segmentação de cavidades de imagens de eco-cardiografia. Este método é baseado na representação das imagens em espaço de escalas e sua segmentação é baseada em binarização por limiar. O limiar é calculado com base no histograma do interior da cavidade que se deseja segmentar. Foram apresentados resultados obtidos com o método aplicado em imagens reais utilizadas em diagnósticos cotidianos. Com base nos resultados e nas discussões apresentadas pode-se afirmar que este novo método de segmentação de imagens de eco-cardiografia detecta as cavidades e suas bordas de forma correta.

Agradecimentos

Nossos agradecimentos são direcionados à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo suporte financeiro parcial do projeto.

Referências

[1] CASTRO, I., Cardiologia: Princípios e Prática, Artmed, 1999.

[2] LIN, N., YU, W., DUNCAN, J. S., "Combinative multi-scale level set framework for echocardiographic image segmentation", *Medical Image Analisis* 7:529-537, 2003.

[3] ZUCCOLOTTO, M., OLABARRIAGA, S., SCHUCK JR., A., 'Segmentação de cavidades em imagens cardiográficas utilizando espaço de escalas', IICLAEB, 2002.

[4] XIAO, G., BRADY, M., NOBLE, J., ZHANG, Y., "Segmentation of ultrasound B-mode images with intensity inhomogeneity correction", *IEEE Transactions on Medical Imaging* 21(1):48-57, 2002.

[5] KASPERSEN, J. H., LANGO, T., LINDESETH, F., "Wavelet-based edge detection in ultrasound images", *Ultrasound in Med & Biol.*, 27(1):89-99, 2001.

[6] MONTAGNAT, J., SERMESANT, M., DELINGETTE, H., MALANDAIN, G., AYACHE, N., "Anisotropic filtering for model-based segmentation of 4d cylindrical echocardiographic images". *Pattern Recognition Letters*, 24:815-828, 2003.

[7] WITKIN, A. P., 'Scale-space Filtering'. *In Proc. 8th Int. Joint. Conf. Art. Intel.* 1019-1022, 1983.

[8] LINDEBERG, T., '*Scale-Space: A Framework for handling image structures at multiple scales'*, Proc. CERN School of Computing Netherlands, September, 1996.

[9] LINDEBERG, T., EKLUNDH, J. "*Scale-Space primal sketch: construction and experiments"*, Image and Vision Computing, 10(1), 1992.

[10] GONZALES, R.C., WOODS, R.E., "Limiarização", *Processamento de Imagens Digitais*, São Paulo: Edgard Blücher, pp. 316-326, 1992.

CONTAGEM DE CÉLULAS SANGUÍNEAS USANDO O ESPAÇO DE ESCALAS.

D. Doering*, A. Schuck Jr.*, L. V. Guimarães*

* UFRGS/Engenharia Elétrica, Porto Alegre, Brasil

e-mail: ddoering@eletro.ufrgs.br

Abstract: In this paper it is proposed a novel method of blood cell counting based on the scale-space blob detector. The method is applied to gray scale images. The blob detector is calculated for a set of defined scales, generating a set of binary images where white pixels are defined as blobs. The set of scales is the only inferred parameter. The lifetime of the blobs are calculated using a "and" logic. After that, the noisy blobs are removed and the cells are detected. The results show that the proposed method is effective on automatic detecting cells.

***Palavras Chaves*: células sanguíneas, contagem, espaço de escala.**

Introdução

As técnicas reconhecidas e utilizadas para a contagem de células são: contagem manual e contagem automática por citômetro de fluxo [1, 2]. Apesar da utilização destes equipamentos sofisticados a contagem manual ainda é muito requisitada. Como alternativa para a contagem manual tem-se o uso de técnicas de processamento e reconhecimento de imagem digital. A automação da contagem de células do sangue através de técnicas de processamento de imagens apresenta as seguintes vantagens: a) aumenta o número de amostras examinadas por dia, quando comparada ao exame manual; b) armazenamento das amostras em forma de imagens (mídia digital); c) um maior número de células é contado e d) o exame através de processamento de imagens tem custo mais baixo que o exame por citômetro de fluxo.

Características das imagens de células do sangue como baixo contraste, distribuição não uniforme da luminosidade e o formato toroidal da hemácia tornam o processo de binarização, ou separação fundo-célula, uma tarefa difícil. Da mesma forma, a aglomeração das células exige um processo de decomposição destas partículas. Outras características como tipo de doença e idade do paciente, por exemplo, fazem da inferência de um parâmetro no processo um fator muito dependente destas características. Portanto, várias técnicas como correlação e componentes conectados [3], morfologia matemática [4, 5], aproximação poligonal [6] e modelo geométrico [7-9], tem sido aplicadas para realizar as tarefas de binarização e decomposição de forma automática e robusta.

Neste trabalho propõe-se uma nova técnica de segmentação e contagem de células baseada no operador detector de bolhas definido em espaço de escalas [10, 11]. Com esta técnica o único parâmetro de inferência é o conjunto de escalas usado para se calcular o detector de bolhas.

Fundamentos Teóricos

O espaço de escalas [10, 11] de uma imagem pode ser visto como um conjunto de imagens onde sucessivamente se retiram os detalhes da imagem original de acordo com o aumento da escala. A representação de uma imagem em uma dada escala, $L(x, y, t) \in \Re$, é definida por:

$$L(x,y,t) = f(x,y) * g(x,y,t) \tag{1}$$

onde $f(x, y) \in \Re$ é a imagem original, * significa o operador convolução, t é a escala e $g(x, y, t) \in \Re$ é o núcleo gaussiano dado por:

$$g(x, y; t) = \frac{1}{(2\pi t)} e^{-\left(x^2+y^2\right)/2t} \tag{2}$$

sendo a escala (t) igual à variância (σ^2) da gaussiana bidimensional.

A vantagem do uso do espaço de escalas é que existem operadores para a detecção de bordas (*edges*), cristas (*ridges*) e bolhas (*blobs*). Estes operadores baseiam-se nas derivadas das imagens no espaço de escalas. O detector de *blobs* [12] é definido através do laplaciano da imagem:

$$\nabla^2 L = L_{xx} + L_{yy} \tag{3}$$

onde $\nabla^2 L$ é o laplaciano da imagem, L_{xx} é a derivada segunda de L em relação a x e L_{yy} é a derivada segunda de L em relação a y. Para imagens com regiões escuras em um fundo claro, por exemplo lâminas de células sangüíneas (Figura-1), o operador detector de *blobs* segue a seguinte regra para classificar tais regiões como sendo *blobs*:

$$\begin{aligned} I(x, y) &= 0, \quad \nabla^2 L < 0 \\ I(x, y) &= 255, \quad \nabla^2 L \geq 0 \end{aligned} \tag{4}$$

onde I = 0 representa o fundo da imagem e I = 255 representa regiões classificas como *blobs*.

Em [13] Lindeberg e Eklundh mostram, através do esboço primário em espaço de escala, diferentes formas de como relacionar as estruturas (bordas, cristas ou bolhas) em diferentes escalas e como avaliar a sua importância. Um dos métodos apresentados para classificar a importância de uma estrutura é o tempo de vida útil. De acordo com este conceito quanto maior for o tempo de vida útil de um elemento maior será a sua importância. Neste trabalho aplicou-se este conceito *pixel* a *pixel* nas imagens dos *blobs,* onde o uso da lógica *and* entre imagens obtidas em duas escalas sucessivas mostra a persistência destes *pixels*.

Materiais e Métodos

As contagens das células foram realizadas de acordo com a seguinte seqüência de passos:

1. Leitura da imagem original e conversão para tons de cinza.
2. Cálculo do laplaciano da imagem em diferentes escalas, detecções dos *blobs* e a escolha das escalas mais adequadas para o item 3.
3. Cálculo dos *pixels* com tempo de vida útil igual a cem por cento.
4. Eliminação de *blobs* inválidos.
5. Contagem e representação das células sangüíneas.

Os experimentos foram realizados com dez imagens retiradas do banco de dados do Laboratório de Processamento de Sinais (Lapsi) da Universidade Federal do Rio grando do Sul (UFRGS). Elas estão no formato *Joint Photographic Experts Group* (JPEG) com tamanho de 618 x 646 *pixeis* e 24 bits de cores.

Inicia-se o algoritmo com a leitura da imagem e sua conversão para tons de cinza. Esta conversão é realizada através da média aritmética dos valores das componentes de cor vermelha (R), verde (G) e azul (B), dado por:

$$f(x,y) = \frac{R(x,y) + G(x,y) + B(x,y)}{3} \qquad (5)$$

onde f é a imagem representada em tons de cinza (Figura 1). O uso da média aritmética para esta conversão é justificado por minimizar a variação de contraste nas diferentes imagens.

A partir da imagem representada em tons da cinza, aplicou-se o operador detector de *blobs* (4) para as escalas 4, 6, 8, 12, 16 e 256 (Figura 2 (a) – (f) respectivamente). Esta seqüência de escalas foi escolhida após serem realizados testes com as diversas combinações de diferentes escalas. As escolhas das escalas apropriadas levam em consideração o resultado obtido também com as etapas posteriores. No gráfico da Figura 3 são apresentados os erros percentuais e o percentual de falsos positivos obtidos para as seguintes combinações:

I. t = 4, 6, 8, 12, 16 e 256;
II. t = 4, 8, 16 e 256;
III. t = 4, 8, 16, 32 e 256;
IV. t = 4, 8, 16, 64 e 256;
V. t = 4, 8, 16, 128 e 256;
VI. t = 2, 4, 8, 16 e 256,

Foram considerados, para o cálculo do erro percentual, como valores corretos de contagem os obtidos através de contagem manual realizada por especialistas (Tabela 1).

Após a detecção dos *blobs* nas diferentes imagens realizou-se a lógica *and* entre as diferentes imagens dos *blobs*. O resultado desta operação é visto na Figura 4-a.

A partir do resultado da operação *and*, obteve-se a imagem dos *blobs* das células adicionado de alguns pontos de ruído. Foi então realizada uma etapa de eliminação de objetos que não correspondem a *blobs* de células. Este processo foi realizado em duas partes: primeiramente, eliminou-se os *blobs* que tocavam a borda da imagem, eliminando assim efeitos de ruídos de borda. Em seguida, foi feita à eliminação de objetos com tamanho inferior a 250 *pixels*. Este parâmetro foi fixado após verificar-se que para uma das imagens o menor tamanho de *blob* detectado foi de 263 *pixels*. Este resultado é visto na Figura 4-b.

Finalizando o algoritmo foi então realizada a contagem do número de *blobs* restantes, usando para isso a função *bwlabel* do Matlab 5.3 para vizinhos conectados de 4. O número de *blobs* é considerado igual ao número de células detectadas. Para cada *blob* foi desenhado um círculo em seu centróide para facilitar a visualização do resultado do algoritmo (Figura 5). Os resultados das contagens de células, para as imagens analisadas com este algoritmo, com a contagem manual e com os resultados obtidos pelo algoritmo proposto em [14] são vistos também na Tabela 1. Na Figura 6 são vistos os resultados deste algoritmo para outras 3 imagens.

Resultados

A seguir são vistos os resultados obtidos com o método proposto no item anterior.

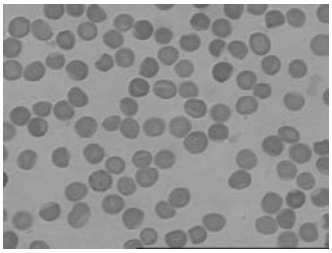


Figura 1- Imagem das células em tons de cinza (imagem #9 da Tabela 1).

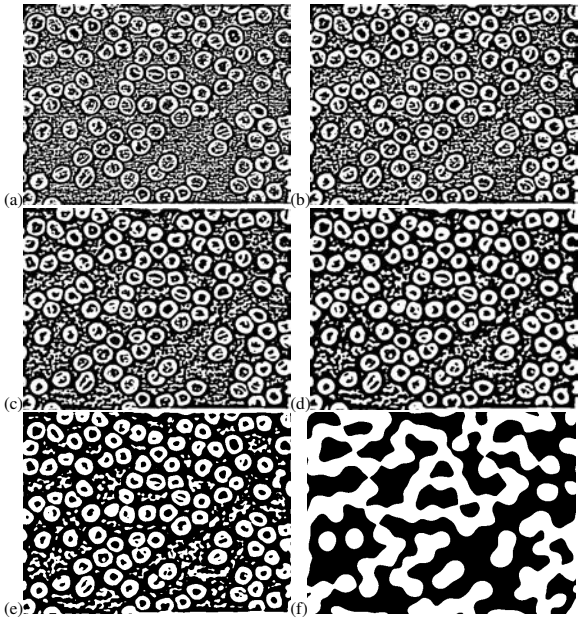


Figura 2- Imagem resultante da aplicação do operador detector de *blobs* nas escalas 4 (a), 6 (b), 8 (c), 12 (d), 16 (e) e 256 (f).

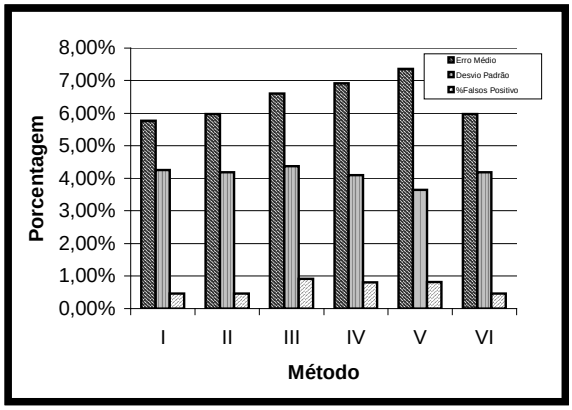


Figura 3- Erro médio, desvio padrão e percentual de falsos positivos obtidos com as diferentes combinações de operadores detectores de *blobs*.

Tabela 1: Número das imagens (Img. (#)), contagens obtidas com o método proposto (Cont. 1), contagem manual (Cont. 2) e contagem com o método descrito em [14] (Cont. 3).

Img. (#)	Cont. 1	Cont. 2	Cont. 3
1	89	91	90
2	80	90	84
3	83	95	88
4	87	86	91
5	98	100	103
6	89	90	97
7	93	101	102
8	83	91	90
9	86	92	89
10	91	95	98

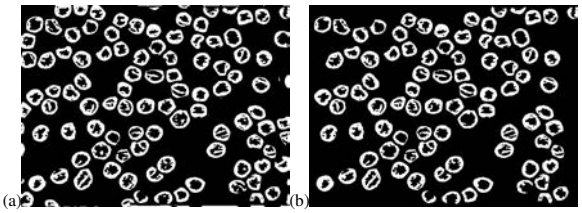


Figura 4- Em (a), imagem obtida após a execução da etapa 3 (Cálculo dos *pixels* com tempo de vida útil igual a cem por cento) para a imagem da Figura 1. Em (b), imagem dos *blobs* restantes após a execução da etapa 4 (eliminação dos blobs inválidos) para a imagem da Figura 1.

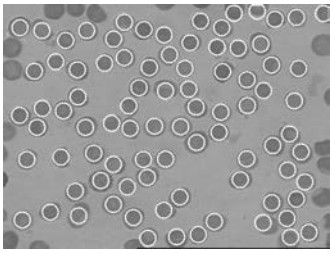


Figura 5- Imagem obtida depois de realizado todo o processamento do método proposto para a imagem da Figura 1.

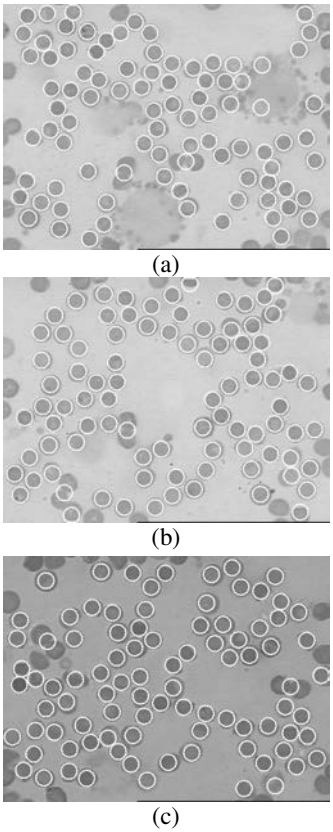


Figura 6- Resultados obtidos para as imagens #1(a), #4(b) e #10(c) da Tabela 1.

Discussões e Conclusões

Neste trabalho é apresentado um novo método de segmentação e contagem de células sanguíneas. Este método baseia-se nos operadores do espaço de escalas, especificamente no detector de bolhas.

No método apresentado define-se apenas um parâmetro de inferência, que é o conjunto de escalas que é usado para detectar as bolhas. Este parâmetro é único para um determinado equipamento, uma vez que o método é robusto em relação ao contraste, como pode ser visto na Figura 6. Por este parâmetro variar apenas com a mudança de equipamento, torna-o mais rápido do que o método apresentado em [4], onde é necessário o cálculo do histograma de cada imagem para então se definir um limiar para a binarização.

Nas imagens apresentadas, muitas das células estão agrupadas, de forma que a binarização por limiar identifica todo o conjunto, sendo então necessário um processo adicional para separar as células. Em [4] foi usado métodos morfológicos para esse fim. Neste trabalho, não se utilizou qualquer método para separar as células, uma vez que um pequeno número delas se manteve agrupado após o processamento da imagem. Isto mostra mais um ponto positivo do método apresentado, uma vez que não é necessário um processo adicional para separar as células.

O erro apresentado pela contagem do algoritmo, em relação a contagem manual, é de 5,77% e desvio padrão de 4,25% (Figura 3). Isto se deve ao fato de que as bolhas que tocam a borda são desconsideradas, como descrito anteriormente, evitando assim erros de borda. A solução para este problema é a mudança no método de aquisição. Neste trabalho foram fotografadas partes de uma lâmina, por limitação do equipamento. Mas usando outro equipamento que fotografe a lâmina inteira, não haverá células posicionadas junto à borda. Com isso elas não serão desconsideradas e farão com que o erro absoluto do método diminua.

Após a apresentação do método e das discussões pode-se afirmar que o método apresentado neste trabalho realiza a contagem de células sanguíneas de forma automática e robusta.

Agradecimentos

Nossos agradecimentos são direcionados à CAPES e ao CNpQ pelo suporte financeiro parcial deste trabalho.

Referências

[1] BROWN B. A., *Hematology, Principles and Procedures*, Lea & Febiger, 1988.

[2] National Committee for Clinical Laboratory Standards, *Reticulocyte Counting by Flow Cytometry; Proposed Guideline*, NCCLS document H44-P, NCCLS, 1993.

[3] FIGUEIRO, T. SCHUCH, N., GUIMARÃES, L., SUSIN, A., A Method for Automatic Detection of Blood Cells on Images using Image Correlation and Connected Components, *WICCGPI SIBGRAPI* 2003.

[4] KOYA, T. K.; GUIMARÃES, L. V. ET AL., "Automatic reticulocyte counting indigitized images - step one", *International Congress of the World Apheresis Association, Boletim da Sociedade Brasileira de Hematologia e Hemoterapia*, 1998.

[5] Y. D. MA, R. L. DAI, L. LIAN, Z. F. ZHANG, "An Counting and Segmentation method of Blood Cell Image with Logical and morphological Feature of Cell"*, ICONIP-2001, 8th International Conference on Neural Information Process,* 2001.

[6] F. KUBO AND K. SAKAUE, "A Decomposition Algorithm for Particle Image using Polygonal Approximation", *Trans. IEICE*, J71(D): 1852-1854, 1988. (in Japanese).

[7] L. V. GUIMARÃES, A. A. SUZIM AND J. MAEDA, "A Circle Similarity Algorithm for an Automatic Circular Decomposition of Blood Cell Images", *Optical Review*, 8(6):436-443, 2001.

[8] L. V. GUIMARÃES, A. A. SUZIM AND J. MAEDA, "A New Automatic Circular Decomposition Algorithm Applied to Blood Cell Images", *Proceedings. of IEEE Int. Conf. on Bio-Informatics & Biomedical Eng.,* pp.277-280, 2000.

[9] N. MALPICA, C. O. DE SOLÓRZANO, J. J. VAQUERO, A. SANTOS, I. VALLCORBA, J.M.GARCÍA-SAGREDO AND F. DEL POZO, "Applying Watershed Algorithms to the Segmentation of Clustered Nuclei", *Cytometry*, 28:289-297, 1997.

[10] WITKIN, A. P., "Scale-space Filtering". *In Proc. 8th Int. Joint. Conf. Art. Intel.* 1019-1022, 1983.

[11] LINDEBERG, T., "Scale-Space: A Framework for handling image structures at multiple scales", *Proc. CERN School of Computingm Netherlands,* 1996.

[12] LINDEBERG, T., "Detecting salient blob-like image structures and their scales with a scale-space primal sketch: A method for focus-of-attention", *International Journal of Computer Vision*, 11:283-318, 1993.

[13] LINDEBERG, T., EKLUNDH, J. "Scale-Space primal sketch: construction and experiments", *Image and Vision Computing*, 10(1), 1992.

[14] KOYA, T. K., *Sistema automático de Contagem de Células Sangüíneas*, Dissertação de Mestrado, 2001.

EXPOENTE DE HURST E LEI DE POTÊNCIAS NA ANÁLISE DAS PROPRIEDADES FRACTAIS DE SINAIS EEG DE RECÉM-NASCIDOS

Bruno H. Dias* e David S. A. Gouvêa*

* Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, Brasil

e-mail: bdias@ieee.org

Abstract: This work investigates the fractal properties of electroencephalographic signals (EEG) of premature and full-term newborn, using the Hurst exponent and introduces the idea of "logarithmic variation curves". The analysis of the first part of these curves were obtained through a polynomial adjust, from where the Hurst Exponent were estimated. The mean values of fractal dimension of full term newborn EEG were: 1,70±0,09 for quiet sleep, 1,69±0,10 for active sleep and 1,66±0,16 for awakeness. As to premature newborn EEG, the mean values were 1,61±0,10 for quiet sleep and 1,70±0,06 for active sleep. Although the findings indicate that newborn EEG signals show fractal features, no distinction could be made.

***Palavras Chaves*: Processamento de Sinais, Dimensão Fractal, Expoente de Hurst, EEG de Recém-nascido.**

Introdução

Sinais Eletroencefalográficos (EEG) de recém-nascidos normais têm sido investigados através da técnica da dimensão fractal (D_0). A análise do nível de irregularidade, através deste coeficiente, sugere que D_0 esteja relacionado ao aprofundamento do estado de sono e à idade concepcional [1]. Esta análise evidencia a presença de propriedades fractais nos sinais e sugere a possibilidade de distinção entre os estados do ciclo sono/vigília [2,3].

A dimensão fractal pode ser estimada através do Expoente de Hurst, que avalia a relação entre os valores logarítmicos da variância e do deslocamento de tempo. Tal relação, compreendida como uma curva de variação logarítmica (CVL), pode mostrar diferentes segmentos, sugerindo propriedades multifractais, ou apresentar intervalos lineares, evidenciando a presença da lei de potências no processo.

Dias e Gouvêa [4] investigaram as propriedades dos estados do ciclo de sono/vigília do EEG de recém nascidos, pré e a termos normais, através de D_0 obtidos utilizando o Expoente de Hurst, para o deslocamento de tempo máximo de 20 amostras. Embora tenham citado a presença de propriedades multifractais não foi possível verificar a distinção entre os estados de sono através da porção linear da CVL.

Neste trabalho investiga-se a Dimensão Fractal do EEG de recém-nascidos normais, pré e a termo, através do expoente de Hurst, para o deslocamento de tempo máximo de 1024 amostras. A estimativa é realizada considerando-se a porção linear das CVL.

Materiais e Métodos

Doze derivações de sinais polissonográficos (EEG, ECG, EOG e EMG) foram adquiridas conforme o sistema internacional 10-20 modificado para recém-nascidos [5]. As derivações estão mostradas na tabela 1 e exemplificadas na figura 1. Os sinais sofreram filtragem anti-aliasing (0,5 e 70 Hz) sendo amostrados em 256 Hz. Posteriormente estes sinais foram filtrados por um filtro FIR passa-baixa tipo Kaiser-Bessel, com freqüência de corte em 35 Hz, visando não alterar suas características não lineares [6], sendo então subamostrados em 128 Hz.

Tabela 1: Esquema para Montagem de Eletrodos

Canal	Montagem
00	Fp2-C4
01	Fp1-C3
02	C4-O2
03	C3-O1
04	Fp2-T4
05	Fp1-T3
06	T4-O2
07	T3-O1
08	T4-CZ
09	CZ-T3

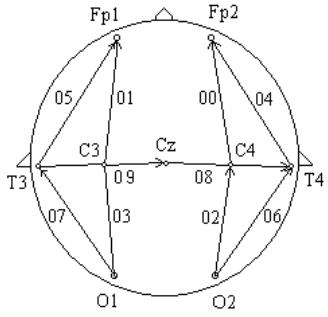


Figura 1: Esquema da montagem dos eletrodos no couro cabeludo dos recém-nascidos.

O EEG de 2 recém-nascidos pré-termos (34 a 36 semanas de idade concepcional - IC) e 7 recém-nascidos

a termos (38 a 42 semanas IC) foram analisados e classificados por especialistas do Laboratório de Neurofisiologia Clínica (LNC) do Instituto Fernandes Figueira (FIOCRUZ – RJ).

Os sinais utilizados neste trabalho foram aqueles referentes às derivações Fp2-C4, Fp1-C3, C4-O2, C3-O1, sendo que o número de segmentos obtidos estão descritos na tabela 2. Não foram obtido segmentos no estado de vigília para recém-nascidos pré-termos.

Tabela 2: Número de segmentos de sinais EEG por fase do ciclo sono/vigília e faixa etária

	Sono Quieto	Sono Ativo	Vigília*
Pré-termo	56	16	----
A termo	76	132	16

Hurst desenvolveu um método de estudo da vazão do rio Nilo relacionando a variabilidade da amplitude do sinal com os intervalos de tempo entre as medidas realizadas [7,8]. As propriedades de auto-semelhança, invariância em escala e relação em lei de potências encontradas permitem a utilização da mesma técnica para investigação de sinais com propriedades fractais.

Considerando o sinal original { V_H (t) } o procedimento consiste em relacionar a variância dos sinais transformados { V_H (t_2) - V_H (t_1) } com os intervalos de tempo dt, utilizados no processo de transformação. Os sinais transformados são obtidos através da diferença entre as amplitudes das amostras do sinal original, as quais estão defasadas de dt = t_2 - t_1 amostras. A relação entre a variância e o incremento de tempo está descrita na equação (1), onde o "Expoente de Hurst" "H" pode ser obtido através da aplicação de logarítmos, conforme equação (2). Considerando-se a constante k igual a unidade estima-se o valor de H através da equação (3) [7,9].

$$\mathrm{var}[V_H(t_2) - V_H(t_1)] \alpha \, |t_2 - t_1|^{2H} \qquad (1)$$

$$\log(\mathrm{var}) = \log(k) + 2H \log(dt) \qquad (2)$$

$$\hat{H} = \frac{\log(\mathrm{var})}{2 \cdot \log(dt)} \qquad (3)$$

Considerando-se diversos valores de variância (var) e deslocamentos de tempo (dt), o Expoente de Hurst H pode ser estimado através do coeficiente de inclinação de uma reta ajustada aos valores logarítmicos das variáveis citadas, utilizando-se o método de mínimos quadrados. A Dimensão Fractal D_0 do sinal pode ser estimada através da equação (4) [7]:

$$\hat{D}_0 = 2 - \hat{H} \qquad (4)$$

A relação entre os valores logarítmicos da variância e do deslocamento de tempo, denominada Curva de Variação Logarítmica (CVL), pode evidenciar a presença de propriedades fractais no sinal.

A CVL de sinais auto-semelhantes mostra uma curva com característica linear e taxa de variação constante, sugerindo a presença da lei de potências. Processos tipo ruído branco gaussiano apresentam uma CVL com valor constante.

Uma CVL mostrando trechos com diferentes taxas de variação pode sugerir características multifractais no processo de geração do sinal, como esboçada na figura 2. Nesta figura a primeira parte refere-se à porção linear da curva, um processo fractal relacionado à lei de potências. A segunda parte relaciona-se a um processo não fractal. A estimativa do Expoente de Hurst H para a primeira parte pode ser realizada utilizando-se a derivada da função obtida através da interpolação da CVL, enquanto a segunda parte pode ser investigada através da sua composição espectral.

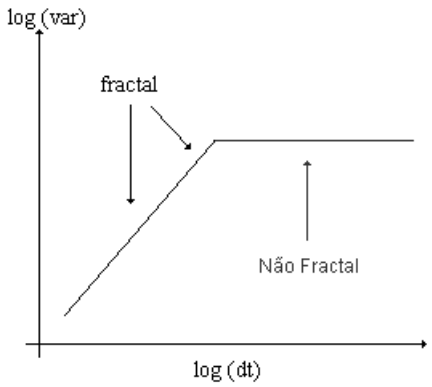


Figura 2: Representação esquemática de uma CVL para um processo fractal com dimensão constante e para um sinal aleatório tipo ruído branco Gaussiano.

Resultados

Os sinais EEG processados apresentaram CVL com formas de onda semelhantes às mostradas na figura 3. Observa-se a alteração da inclinação das CVL sugerindo a presença de dois processos distintos. A primeira parte refere-se à porção linear da curva estando relacionada à lei de potências, sendo motivo deste trabalho. A segunda parte aparentemente relaciona-se a um processo aleatório não fractal. O deslocamento de tempo foi utilizado entre um e o valor máximo de 1024 amostras.

A divisão das curvas de variação logarítmica, obtidas para os sinais EEG, foi realizada considerando-se a amostra anterior ao primeiro ponto de derivada negativa da CVL. Os valores médios e desvios padrão obtidos para divisão das curvas foram: 91,75 $\pm$ 45,52, 94,03 $\pm$ 39,63 e 121,38 $\pm$ 51,31 para sono quieto, sono ativo e vigília de a termos respectivamente e 80,91 $\pm$ 28,03, 98,63 $\pm$ 49,58, para sono quieto e sono ativo de pré termos. Para cada curva foi investigada a primeira parte, considerando-se o seu próprio ponto de divisão, gerando trechos com diferentes comprimentos, que

foram interpolados para posterior derivação e estimativa de H.

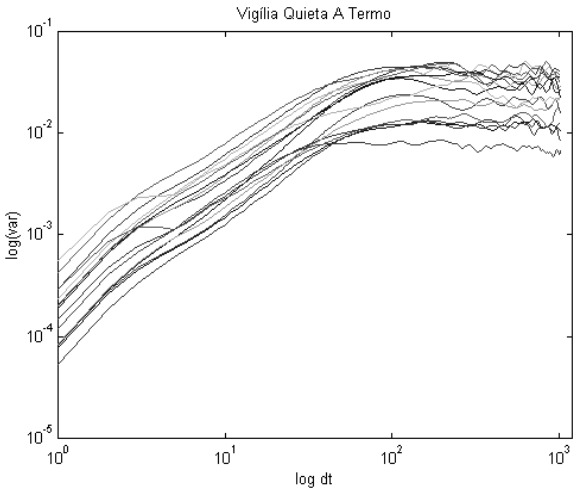


Figura 3: Curvas de variação logarítmica CVL para EEG de vigília quieta a termo.

O grau do polinômio de interpolação foi estabelecido através das curvas de erro relativo, considerando o ajuste da CVL por uma reta, conforme mostrado na figura 4, a qual exemplifica os procedimentos de interpolação de todos os sinais. Observa-se que um erro inferior a 40% foi obtido para um polinômio do 7º grau para a maioria dos ajustes, não havendo redução significativa para valores superiores. Como os erros percentuais obtidos para os demais estados de sono e faixas etárias foram semelhantes, polinômios do 7º grau foram utilizados para ajuste das CVL em suas porções lineares.

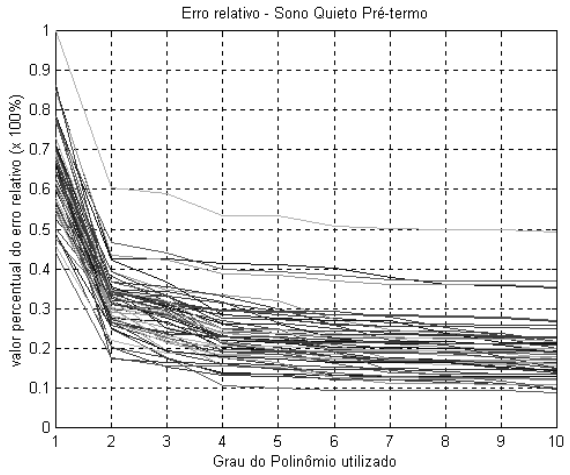


Figura 4: Curvas de erro relativo: comparação entre as CVL originais e os valores obtidos através dos ajustes polinomiais. Sinais de Sono Quieto Pré-termo.

A expressão polinomial obtida foi derivada para cada ponto da CVL, gerando uma série de coeficientes de Hurst, conforme exemplificado na figura 5. Todas as CVL mostraram derivadas semelhantes.

O expoente H foi estimado como um valor médio, considerando-se o ponto central da série de coeficientes de Hurst e cerca de 10 % dos valores abaixo e acima deste ponto. A dimensão fractal D_0 foi estimada através da equação (4).

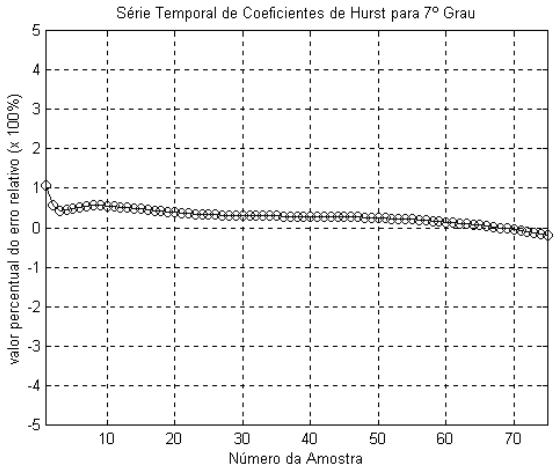


Figura 5: Exemplo de uma série de coeficientes de Hurst, obtidos através da derivada da função polinomial de 7º grau para cada ponto da CVL. Sinais de Sono ativo pré-termo.

Os valores médios e desvios padrão de D_0, por estado do ciclo de sono/vigília e faixa etária, estão descritos na tabela 3, onde se observa uma superposição da faixa de variação dos valores encontrados. Esta superposição não permite a distinção entre os estados através da dimensão fractal.

Tabela 3: Valores médios e desvios padrão de D_0, por faixa etária e estado de sono.

	Sono Quieto	Sono Ativo	Vigília*
Pré-termo	1,61±0,10	1,70±0,06	----
A termo	1,70±0,08	1,69±0,10	1,66±0,16

Discussão

As formas de onda das CVL sugerem a existência de dois processos distintos, evidenciando a presença de propriedades multifractais no sinal, o que corrobora achados anteriores de Accardo [2], Gouvêa e Infantosi [1]e Dias e Gouvêa [4].

A parte linear da CVL, após os procedimentos de interpolação (polinômio de 7ª ordem) e derivada, forneceu valores médios de D_0 que não permitiram a distinção entre os estados do ciclo de sono/vigília. Estes valores, obtidos para deslocamentos de tempo máximo de 1024 amostras, mostraram-se superiores aos citados em Dias e Gouvêa [4], que utilizaram dt máximo igual a 20 amostras. Estes resultados opõem-se aos encontrados por Accardo [2] e Gouvêa e Infantosi [1], que citam a possibilidade de distinção entre estes estados do sono, provavelmente devido à diferença da técnica empregada para estimativa de D_0.

A segunda parte da CVL mostra uma aparente estabilização com posterior decremento dos valores obtidos sugerindo a presença de um processo diferente da lei de potências, o qual não foi avaliado neste trabalho.

Conclusão

As formas de onda das CVL sugerem a existência de dois processos distintos.

A primeira parte apresenta característica em forma de lei de potências (fractal), fornecendo valores médios que não permitiram a distinção entre os estados do ciclo de sono/vigília do EEG de recém-nascidos, pré e a termo.

A metodologia evidenciou a mudança de inclinação na segunda parte da CVL, o que deverá ser avaliado oportunamente.

A presença de propriedades multifractais no sinal corrobora achados anteriores.

Embora o número de indivíduos, cujos sinais tenham sido utilizados neste trabalho seja pequeno, os resultados apontam para a não distinção dos estados de sono através desta técnica.

Agradecimentos

Agradecemos ao Programa de Engenharia Biomédica (PEB/COPPE/UFRJ) pela cessão dos sinais para análise e ao CNPq pela concessão de Bolsa de Iniciação Científica.

Referências

[1]GOUVÊA, D.S.A.; INFANTOSI, A.F.C. (2001), "Dimensão Fractal do EEG de Recém-nascidos Pré e a Termo", *Anais do XII Congresso Argentino de Bioengenieria*, Tucumán, CD-ROM, 2001.

[2] ACCARDO, A.; AFFINITO, M.; CARROZZY, M.; et al., "Comparison Between Spectral and Fractal EEG Analysis of Sleeping Newborns". In *Proc. IEEE* / EMBS, *20th Annual International Conference*, p. 1569-1572, Hong Kong, 1998.

[3] GOUVÊA, D.S.A., *Aplicação da Teoria de Sistemas Dinâmicos Não-lineares ao EEG de Recém-nascidos*, Tese de Doutorado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE / UFRJ, Rio de Janeiro, 132p., 2000.

[4] DIAS, B. H. e GOUVÊA, D. S. A. , "Investigação da Dimensão Fractal de Sinais EEG Neonatais Utilizando o Expoente de Hurst", *XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, São José dos Campos, Brasil, v. 5, pp. 385-390, 2002.

[5] STOCKARD-POPE, J. E.; WERNER, S. S.; BICKFORD, R. G.; CURRAN, J. S., "Recording the Neonatal Electroencephalogram". 2 ed, chapter 1 – In: *Atlas of Neonatal Electroencephalography*, New York, Raven Press, 1992.

[6] YIP, K. P.; HOLSTEINRATHLOU, N. H.; MARSH, D. J., "Chaos in Blood flow control in genetics and renovascular Hypertensive Rats", *Amer. J. Physiol.*, v. 261, part 2, (3): F400-F408, 1991.

[7] FEDER, J., *Fractals*, New York, Plenum Press, 1988.

[8] GOMES, D.; AGOULMINE, N.; FONSECA, N.; SOUZA, J. N., (2001), "Neurocomputação na Estimativa do Parâmetro de Hurst". *19º Simpósio Brasileiro de Redes de Computadores*, Florianópolis, Santa Catarina,http://www.sbrc2001.ufsc.br/artigos/5692-2123.pdf , acessado em 26/10/2003, 2001.

[9] SAUPE, D., *Algorithms for Random Fractals*, In: Peitgen, H.O.; Saupe, D. (Editors), *The Science of Fractal Images* , New York, Springer-Verlag, Cap. 2, 1988.

CHARACTERIZATION OF *IN VITRO* NORMAL HUMAN LIVER TISSUE PERIODICITY USING BACKSCATTERED ULTRASOUND SIGNALS

C. B. Machado*, M. Meziri**, W. C. A. Pereira* and P. Laugier***

* Biomedical Engineering Program, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brazil
**Département de Physique, Université Badji Mokhtar, BP 12, Annaba, Algérie
***Laboratoire d'Imagerie Paramétrique CNRS/Paris, France

e-mail: cbm@peb.ufrj.br wagner@peb.ufrj.br

Abstract: In order to provide quantitative information for clinical diagnostic, methods of spectral analysis of the ultrasound backscattered signals have been developed. The mean scattering spacing (MSS) has been utilized to characterize periodic tissue patterns. We have used two methods to characterize *in vitro* normal human liver tissue periodicity: Simon's method (spectral redundancy of the squared signal) and Singular Spectral Analysis (reconstruction of the periodic part of the signal). Ultrasound signals were obtained from five liver specimens. The results were compatible with literature and the potential of the methods is to be explored with signals from fibrotic human liver samples.

Keywords: mean scatterer spacing, ultrasound, liver

Introduction

Ultrasonography has a great diagnostic applicability. It is used as a standard exam for pathologies in many medical specialties (cardiology, angiology, nephrology, gastroenterology, etc.). However, it essentially provides qualitative image information, which is to be interpreted by a clinician involving, thus, a certain degree of subjectivity. Therefore, initial pathological stages, as well as some histological aspects could be improperly ignored [1].

Quantitative tissue characterization consists basically of spectral analysis methods applied to radiofrequency (RF) signals, or their envelopes. Among the studied parameters, the mean scatterer spacing (MSS) has demonstrated a great potential in recognize the variations in tissue periodicity. Many authors have estimated MSS with different spectral methods [2, 3, 4, 5, 6].

A simple algorithm was developed by Simon *et al.* [7]. They showed that the MSS can be estimated through the first magnitude peak of the FFT of the squared RF signal. Another method, the Singular Spectral Analysis (SSA), was implemented by Pereira and Maciel [8], which is able to reconstruct the periodic part of the signal and then estimate the MSS from its spectrum. The authors worked basically with Monte Carlo simulation and compared their results with the Simon's method, showing SSA was more robust to noise and variation in the regular position of the periodic scatterers. It was also found compatible results for the characterization of bovine liver tissue.

This paper aims to investigate the performance of SSA, as compared to Simon's method, in the characterization of the periodicity of *in vitro* specimens of normal human liver tissue.

Theoretical Background

Figure 1 shows the standard physical situation where the ultrasonic wave travels through a medium composed of regularly spaced targets together with randomly spaced ones.

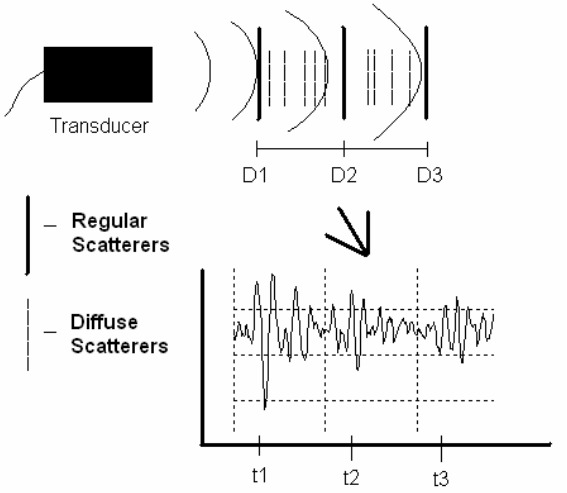


Figure 1: The ultrasound waves travelling through a medium composed of regularly and randomly scatterers.

The basic equation to estimate MSS in this situation is:

$$MSS = c / 2f \quad (1)$$

where c is the propagation speed of ultrasound (US) in the medium, and f is the frequency related to the maximum peak in the spectrum, that corresponds to the periodicity of the scatterers. The general idea is to find a method that can be used to estimate f, and then, MSS can be found from equation 1.

Simon's Algorithm

This method explores the spectral redundancy of the periodic signals, applying a quadratic transformation in the time domain (Simon et al. 1997). The technique consists of three simple steps: (a) squaring the RF signal, (b) performing the FFT of the result, (c) searching of the spectral peak inside a window, where the periodicity is to be expected. The periodicity is found by taking the frequency that corresponds to the spectral peak and applying equation 1.

This method requires a spectral window to search the periodicity-related peak in the spectrum, while SSA does not.

Singular Spectral Analysis (SSA)

It is based on the Principal Component Analysis (PCA). The N-point envelope signal is expanded with respect to a new orthonormal basis of M vectors, so called eigenvectors (E^k), where $1 \leq k \leq M$.

The vectors E^k are obtained from the diagonalisation of the correlation matrix (C_x) of the signal with N points. This matrix (N x N-M+1) is constructed by moving a window of M points (M < N) by one point at a time. The signal can then be described as follows:

$$x_{i+j} = \sum_{k=1}^{M} a_j^k E^k, \qquad (2)$$

where the coefficients a^k are called the principal components; *i* varies from 1 to N-M+1, and $1 \leq j \leq M$.

Vautard and Ghil [9] showed that the presence of eigenvalues with values close enough to be identified as a "pair" could be associated with a periodic component of the signal. The steps to identify eigenpairs are:

a) the eigenvalues are ranked in descending order and summed;

b) once this sum reaches 98% of the total variance from the data, remaining eigenvalues are discarded;

c) pairs are only accepted when the peaks of their frequency spectra are separated by no more than 2.5% and the shape of the time curves demonstrate a cross-correlation maximum of at least 0.60.

After choosing the pairs, the periodic component of the signal can be reconstructed (equation 2). Finally, FFT is performed on this reconstructed signal, and the periodicity-related peak is identified. The MSS is estimated from equation 1.

For both methods, it is necessary to provide a value for the speed of sound to be used in equation 1. Although SSA does not demand a search window, we found it useful to apply before the peak identification (see Discussion section).

Materials and Methods

All the backscattered US echoes from 5 degassed fresh liver specimens were mounted on a polished steel plate beneath a thin plastic membrane, and then placed in a saline-filled box maintained between 25ºC and 37ºC by immerging it in a larger heated water bath.

It was used a 20-MHz broadband transducer (Panametrics M316, 20 MHz, 0.125" diameter, 0.75" focal length, bandwidth at 6-dB from 6 to 30 MHz, 460 μm-6dB spatial resolution). It was placed above the perfect planer reflection at its focal distance and adjusted perpendicularly to the steel plate to maximize the received echo amplitude; then a first scan is made in a plane parallel to the surface of the reflecting plate (6 x 4 mm^2).

At each site, the RF signal was received and amplified (MODEL 5052 PRX Sofranel, France), digitized at sampling rate of 100 MHz using a digital oscilloscope (LeCroy 9350 AL, 500 MHz), then transferred to a computer for subsequent data processing.

At each transducer position, a time-averaging was performed (n = 128) to improve the signal-to-noise ratio. The sample is then inserted in the path between the transducer and the reflector, and the scan is repeated.

After ultrasonic measurements, histological sections were prepared for each measured region of the liver. The samples were fixed (4% formalin), paraffin-embedded, cut in 5 μm thick sections and stained for staging of fibrosis and grading of activity. The sections for light microscopy were stained according to the Goldner trichrome, hematoxylin and eosin, picroSirius, Gordon and Sweets and Perls staining techniques. They were then reviewed without knowledge of the ultrasound findings to class tissue regions as healthy, cirrhotic or cancerous. In the present study, only healthy specimens were considered.

Figure 2 illustrates a typical RF ultrasonic signal from the liver sample.

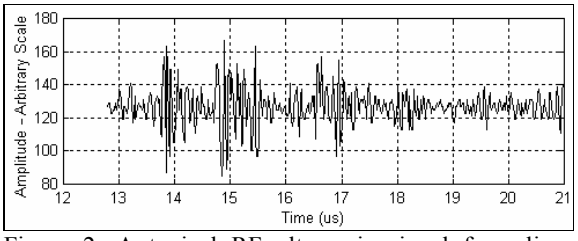


Figure 2: A typical RF ultrasonic signal from liver sample.

Simon's and SSA methods were implemented in Matlab (Mathworks Inc., USA). The software reads and processes all the RF lines, obtaining a MSS estimate for each US signal envelope. Figure 3 shows an example of the resultant spectra for the two methods used, with the respective peaks identified (arrows) inside the search window (delimited by squares). The SSA peak occurred for the frequency 634.76 kHz, which corresponds to a MSS of 1.22 mm, according to equation 1, whereas Simon's peak occurred for 683.59 kHz, corresponding to a MSS of 1.13 mm.

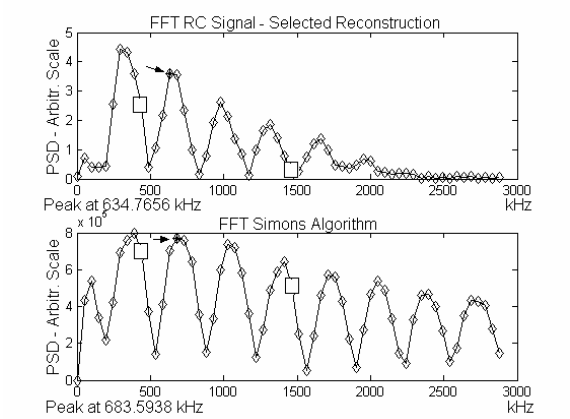


Figure 3: Resultant spectra for SSA (top) and Simon's (bottom) methods. The arrows indicate the identified peaks inside the search window boundaries (squares). MSS = 1.22 mm for SSA and 1.13 mm for Simon's method.

For each specimen it is built a histogram of estimates with 41 classes of width 0.035 mm (figures 4 and 5). The histogram average is taken as representative of the tissue sample MSS, after excluding outliers.

Results

Signals from five different specimens were processed. Figure 4 presents the histogram of the MSS results from Simon's method, for specimen (1) and figure 5 from SSA, for specimen (4). It can be seen that both histograms have a dominant peak and several others aside. Outliers of both extremes were mainly due to the misbehavior of the simple algorithm to find the peak inside the windows and we preferred simply discard them.

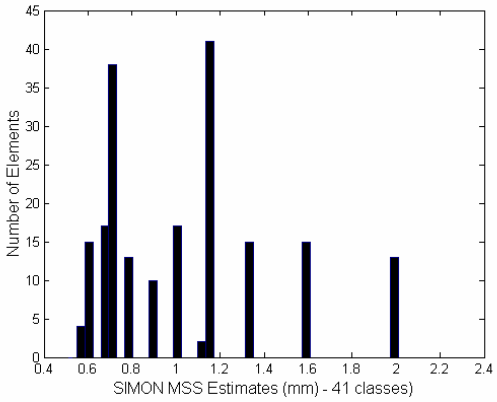


Figure 4: Histogram from Simon (specimen 1). A total of 200 MSS estimates. Search window from 0.54 to 2.00 mm. Class width of 0.035 mm.

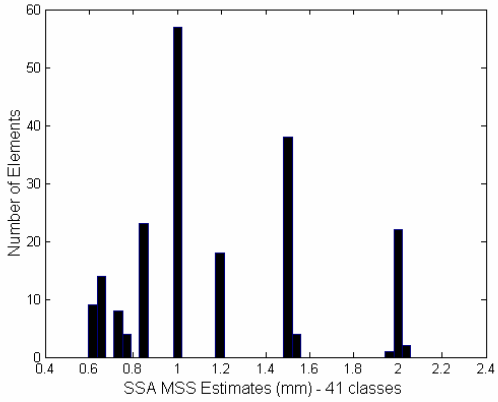


Figure 5: Histogram from SSA (specimen 4). A total of 200 MSS estimates. Search window from 0.54 to 2.00 mm. Class width of 0.035 mm.

Table 1 shows the MSS results for MSS estimation with Simon's method and table 2 for SSA.

Table 1: MSS results from Simon's Method

SPECIMEN	Average MSS SIM (mm)	CV SIM (%)	N° signals
1	1.00	28.50	168
2	1.06	25.10	120
3	1.00	24.53	132
4	1.05	24.70	133
5	1.06	30.40	127

Table 2: MSS results from SSA

SPECIMEN	Average MSS SSA (mm)	CV SSA (%)	N° signals
1	1.07	30.70	142
2	1.13	23.60	157
3	0.93	23.00	164
4	1.11	24.00	155
5	1.07	25.00	156

Discussion

The MSS estimates for the normal liver samples are within the reported literature values [10]. The main limitation is the fact that we do not have the real MSS values for the liver samples. Nevertheless, the fact that both methods (SSA and Simon's) have converged for similar results is, itself, one indication that we are in the right direction.

Simon's method requires the search window because the method does not separate the periodic components from the original signal. So, as can be seen in Figure 3 (bottom), the amplitude spectrum normally has several peaks higher than the one we are interested in, due to isolate strong reflectors. On the other hand, SSA does

not require a search window. As it can be seen in Figure 3 (top), the desired peak is also the highest one in the spectrum. Nevertheless, there may be the case where two or more strong reflectors dominate the scattered energy so SSA will tend to estimate their spacing and not the one originally searched. Anyway, the desired peak is always present and so, the implementation of a search window is convenient.

Another important issue is the algorithm that searches for the peak inside the spectral window. It is not a trivial task as it may seem at a first glance. In some cases, the point where the window begins or ends may be chosen as the right peak, due to a misinterpretation of the detecting algorithm. That is the reason why we have chosen to exclude the outliers from the histogram before the MSS estimate.

The mean histogram value was taken as representative of the MSS for each sample because the estimates were spread all over the histogram. Another way to express the periodicity of the samples could be the choice of the most frequent MSS represented by the histogram mode.

Although the number of signals for each specimen is adequate, the number of specimens itself is still small, mainly because human liver samples are difficult to be obtained. Nevertheless, initial results are promising.

Conclusion

The periodicity of normal human liver specimens was studied by two different methods of mean scatterer spacing estimates applied to RF ultrasonic signals. The results were compatible to the literature indication.

We are presently adjusting the algorithms to optimize their performance and then process ultrasound signals from liver samples with different degrees of fibrosis. The final objective is to explore the potential of the MSS estimates methods to separate healthy and pathological tissues.

Acknowledgement

To CNPq and FAPERJ for the financial support.

References

[1] FISH, P., *Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound*, USA: John Wiley & Sons, 1990.

[2] FELLINGHAM, L. AND SOMMER, F., "Ultrasonic characterization of tissue structure in the in vivo human liver and spleen", *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*., SU-31:418-428, 1984.

[3] LANDINI, L. AND VERRAZZANI, L., "Spectral characterization of tissue microstructure by ultrasound: a stochastic approach", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 37:448-456, 1990.

[4] VARGHESE, T. AND DONOHUE, K. D. "Characterization of tissue microstructure scatterer distribution with spectral correlation", *Ultrasonic Imaging*, 15:238-254, 1993.

[5] VARGHESE, T. AND DONOHUE, K. D, "Mean scatterer spacing estimate with spectral correlation", *Journal of Acoustical Society of America*, 96:3504-3515, 1994.

[6] VARGHESE, T. AND DONOHUE, K. D. "Estimating Mean Scatterer Spacing with the Frequency-Smoothed Spectral Autocorrelation Function", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 42(3): 451-463, 1995.

[7] SIMON, C., SHEN, J., SEIP, R., EBBINI, E. S., "A Robust and Computationally Efficient Algorithm for Mean Scatterer Spacing Estimation", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control,* 44(4):882-894, 1997.

[8] PEREIRA, W. C. A. AND MACIEL, C. D. "Performance of ultrasound echo decomposition using singular spectrum analysis", *Ultrasound in Medicine & Biology*, 27:1231-1238, 2001.

[9] VAUTARD R. E GHIL, M., "Singular Spectrum Analysis in Nonlinear Dynamics, With Applications to Paleoclimatic Time Series", *Physica* D, 35:395-424, 1989.

[10] BLOOM, W. AND FAWCETT, D. W.A. *apud* FELLINGHAM, L. AND SOMMER, F., *Textbook of Histology*, Philadelphia, PA: Saunders, 1975.

INFLUÊNCIA DA CARGA TABÁGICA SOBRE AS PROPRIEDADES RESISTIVAS E REATIVAS DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

A. C. D. Faria[1], A. A. Costa[4], A. J. Lopes[3], J. M. Jansen[3] e P. L. Melo[1,2]

[1]Laboratório de Instrumentação Biomédica – LIB
[2] Laboratório de Pesquisas em Microcirculação – LPM
[3]Laboratório de Provas de Função Pulmonar/Disciplina de Pneumologia
[4]Programa de Controle do Tabagismo

Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Brasil.
Fone: +55 (0XX21) 2587-7773, Fax: +55 (0XX21) 2587-7760
plopes@uerj.br

Abstract: The aim of the present study is to investigate the effect of de number of pack years on resistive and reactive proprieties of the respiratory system by using the Forced Oscillation Technique (FOT). Four grups of smokers, classified by the number of pack years (<20, 20-39, 40-59 e >60), were compared with a control grup without history of smoke and/or respiratory disease. In agreement with the pathophysiology, an increase in total respiratory resistance (ANOVA, p<0,0001) and a decrease in dynamic compliance (ANOVA, p<0,01) were found. These results indicate that FOT can be helpfull in the evaluation of the respiratory mechanical alterations in smokers.

***Palavras Chaves*: Tabagismo, Mecânica respiratória, Oscilações forçadas, Instrumentação biomédica.**

Introdução

Aproximadamente 1 bilhão e 200 milhões de pessoas fumam em todo o mundo, hábito que resulta em aproximadamente 4,9 milhões de mortes por ano, ou seja, em torno de 10.000 mortes por dia. Em caso de manutenção do ritmo atual de crescimento, estima-se que em 2030 esse número total de óbitos passe para 10 milhões por ano [1]. No Brasil, 1/3 da polpulação adulta fuma, ocasionando 200.000 mortes por ano [1]. Além do número assustador de mortes devido ao cigarro, esse hábito também resulta em enormes custos sócio-econômicos relacionados a recursos de saúde, ausência no trabalho, perda de produtividade, pagamento de auxílio doença, entre outros [2].

As alterações de mecânica respiratória decorrentes do tabagismo são usualmente analisadas por meio da Espirometria [3]. No entanto, estes estudos tem como limitação o fato de algumas vezes não serem capazes de identificarem as anormalidades causadas pelo cigarro [3]. Outra importante limitação refere-se ao fato que alguns indivíduos não são capazes de realizar o exame devido ao grande esforço necessário a realização da manobra expiratória forçada [4].

A simplicidade na realização dos exames, demandando apenas cooperação passiva, assim como a obtenção de novos parâmetros respiratórios são as principais vantagens da Técnica de Oscilações Forçadas (FOT) [5]. A técnica se baseia na aplicação de oscilações de pressão de baixa amplitude ao sistema respiratório de um indivíduo respirando espontaneamente, sendo que a medição da pressão e do fluxo correspondente permitem a estimativa da impedância respiratória.

Recentemente foi observado que a deterioração da função pulmonar associada com o desenvolvimento da Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC) está diretamente relacionada com a duração do tabagismo e com o número de maços consumidos diariamente [2], [6], [7]. Embora a FOT apresente um elevado potencial em aprofundar nossos conhecimentos sobre as alterações de mecânica respiratória associadas ao tabagismo, assim como auxiliar no diagnóstico clínico destes pacientes, relativamente poucos trabalhos têm sido elaborados neste sentido [3], [8], [9], [10], [11]. . Usualmente os trabalhos são limitados a comparações entre indivíduos não-tabagistas e tabagistas [3], [9], [11], não tendo sido encontrado nenhum estudo enfocando o efeito da carga tabágica sobre a resistência e a reatância do sistema respiratório.

Neste contexto, o presente trabalho tem como objetivo investigar a influência da carga tabágica nas propriedades biomecânicas do sistema respiratório, particularmente em suas características resistivas e reativas.

Materiais e Métodos

A fase experimental desta pesquisa foi desenvolvida no Serviço de Pneumologia do Hospital Universitário Pedro Ernesto (HUPE), tendo sido aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da referida instituição. Foram obtidos os consentimentos pós-

informados de todos os voluntários. O protocolo obedeceu às orientações da Declaração de Helsinki [12].

Indivíduos analisados

Inicialmente foram estudados 20 voluntários com resultados de espirometria dentro da normalidade para a elaboração do grupo controle. Estes indivíduos não apresentavam história de doença pulmonar ou tabagismo. Foram também analisados 36 indivíduos fumantes classificados posteriormente de acordo com a carga tabágica, calculada em termos de número médio de maços consumidos diariamente multiplicados pelo número de anos em que o indivíduo apresenta o hábito de fumar. Esta classificação, assim como os dados antropométricos destes pacientes e dos indivíduos do grupo controle, são descritos na Tabela 1.

Tabela 1 - Medidas antropométricas dos grupos classificados de acordo com a carga tabágica.

Carga tabágica (maços-anos)	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (cm)
Controle (n=20)	48,9±19,1	65,8±11,1	164,8±9,6
<20 (n=6)	40,7±09,3	82,9±21,5	170,0±08,5
20-39 (n=12)	50,2±8,21	64,5±14,9	163,9±11,9
40-59 (n=10)	53,7±11,2	64,6±09,4	159,6±08,6
>60 (n=8)	53,2±08,4	80,2±27,4	161,4±11,1

Exames utilizando a FOT

Durante os exames, os voluntários permaneceram sentados com a cabeça em posição neutra e utilizaram um clipe nasal. Os mesmos respiravam calmamente através de um bocal de silicone, sustentando suas bochechas com as mãos a fim de minimizar o efeito *shunt* [13], conforme mostrado na Figura 1. O sistema empregado para as análises de FOT, desenvolvido pela equipe responsável pela presente pesquisa [14], aplica sinais senoidais de pressão com freqüências múltiplas inteiras de 2 Hz na faixa compreendida entre 4 e 32 Hz. A medição da pressão aplicada e do fluxo resultante permite estimar a impedância por meio da análise de *Fourier* destes sinais. O ensaio tinha inicio aproximadamente após um minuto de adaptação do voluntário ao equipamento e eram considerados tecnicamente adequados quando uma função de coerência mínima de 0,9 era obtida. Considerando este fato, três medidas com duração de 16 segundos cada foram utilizadas para o cálculo do resultado final do exame, obtido a partir da média.

Apresentação dos Resultados e Análise Estatística

Durante a análise das propriedades resistivas do sistema respiratório foi empregada uma extrapolação linear dos resultados da curva de resistência entre 4 e 16 Hz de forma a estimar a resistência em regime contínuo (R0). Este parâmetro está relacionado à resistência total do sistema respiratório [13], [15]. Os resultados são apresentados como média +/- SD. A análise estatística foi efetuada por meio de um pacote comercial (ESTATÍSTICA 5.0) utilizando ANOVA para avaliar as alterações entre os grupos e correções de Bonferroni na realização de comparações entre o controle e os pacientes, assim como entre os diversos grupos de pacientes. As diferenças entre as médias foram consideradas significativas quando $p \leq 0,05$ ao teste ANOVA e $p < 0,005$ após as correções de Bonferroni.



Figura 1: Ilustração do exame por FOT.

Resultados

A Figura 2 descreve as curvas de resistência e reatância do grupo controle em comparação com os indivíduos tabagistas. Podemos notar que a resistência do grupo controle é menor do que os tabagistas em toda a faixa de freqüência, resultado semelhante ao encontrado por Peslin et al. [8], Coe et al. [3], Làndsér et al. [9] e Hayes et al. [11]. A resistência aumenta nos tabagistas de acordo com a carga tabágica. Curvas de resistência mais elevadas também foram observadas por Coe et al. [3] em fumantes com mais de 45 anos em comparação com os fumantes abaixo de 45 anos. Embora o enfoque tenha sido dado à idade dos indivíduos estudados, existe uma importante diferença em termos de carga tabágica, 44 maços-anos para o grupo acima de 45 anos e 24 maços-anos para o grupo abaixo de 45 anos, provavelmente relacionada com o período maior do grupo com mais de 45 anos no hábito do tabagismo.

Em termos de reatância (Figura 2B) observou-se que valores mais negativos foram introduzidos com o aumento da carga tabágica. Segundo Coe et al, [3], a reatância está ligada à não-homogeneidade do pulmão. Deste modo, modificações neste parâmetro seriam indicações de uma manifestação precoce do efeito deletério do cigarro à função respiratória. Estes resultados são também semelhantes às curvas de reatância reportadas por Landser et al. [9] e Hayes et al. [11].

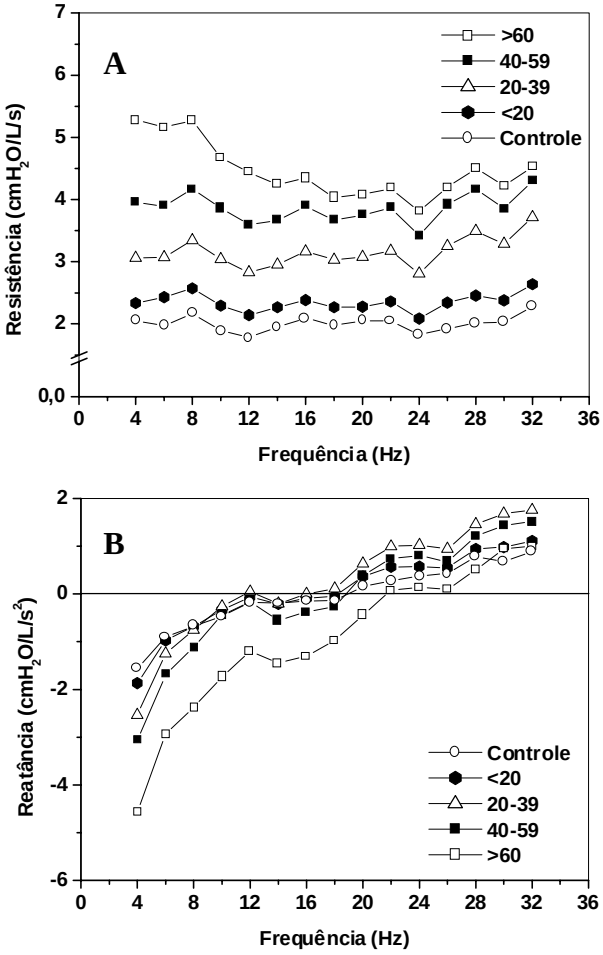


Figura 2 - Valores de resistência (A) e reatância (B) dos indivíduos do grupo controle e dos tabagistas classificados de acordo com a carga tabágica.

Os efeitos da elevação da carga tabágica sobre Ro e a complacência dinâmica do sistema respiratório (Crs,dyn) são descritos na Figura 3. O tabagismo produz uma série de alterações nos brônquios, incluindo edema e inflamação da mucosa, hipertrofia das glândulas mucosas com hipersecreção de muco, hipertrofia dos músculos lisos e fibrose da parede brônquica, fatores que resultam em obstrução ao fluxo aéreo [7]. Em concordância com estes fundamentos fisiológicos, foi observada uma significativa (ANOVA, $p<0,0001$) tendência de elevação em Ro com o aumento da carga tabágica (Figura 3A). Estes resultados são coerentes com estudos anteriores, efetuados empregando a técnica de espirometria, que demonstraram reduções do volume espiratório forçado no primeiro segundo (VEF_1) com a elevação do número de cigarros consumidos [2], [6], [7], [16], [17], assim como com a redução de VEF_1/CV (onde CV é a capacidade vital) com o aumento da carga tabágica observada por Jansen et al. [18].

Resultados semelhantes foram encontrados no estudo elaborado por Coe et al [3] onde fumantes com carga tabágica de 24 maços ano apresentaram Ro de 2,95 $cmH_20/L/s$, aumentando para 3,18 $cmH_20/L/s$ na presença de carga tabágica de 44 maços ano. Ainda neste estudo, a comparação do grupo controle com o composto por indivíduos com carga tabágica de 24 maços ano mostrou-se não significativa, ao contrário de comparação semelhante efetuada com o grupo com carga tabágica de 44 maços ano.

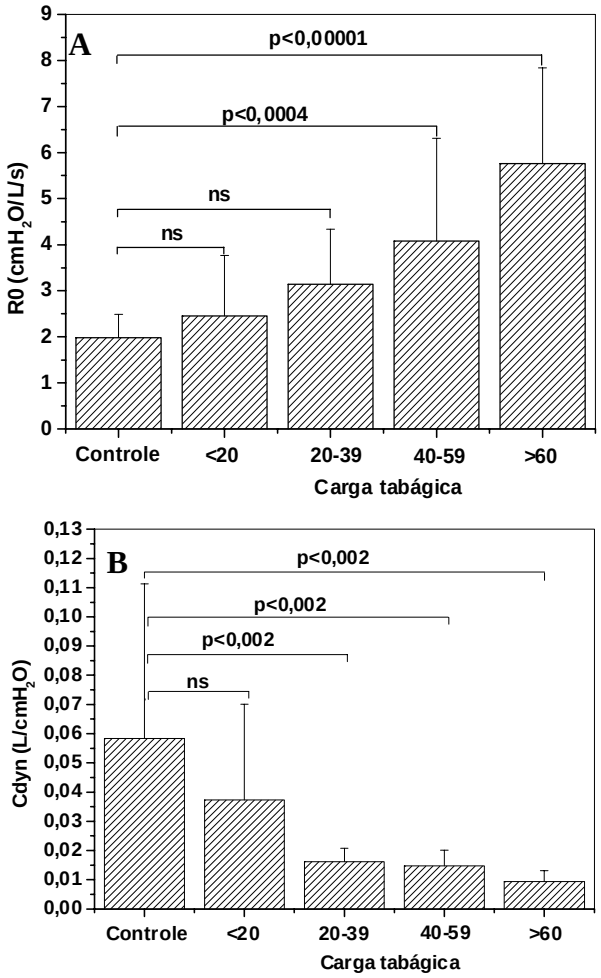


Figura 3 – Comportamento de Ro (A), e Crs,dyn (B) com o aumento da carga tabágica

Os resultados descritos na Figura 3A encontram-se em estreita concordância com o trabalho citado. Peslin [8] analisou a Ro em grupos de ex-fumantes com carga tagágica de 7,4 maços-anos e fumantes com carga tabágica de 8,7 maços-anos. Em comparação com um grupo controle, não foram obtidas diferenças significativas em relação ao grupo de ex-fumantes, em concordância com os resultados da presente pesquisa. A comparação do grupo controle com o de fumantes com uma média de maços ano de 8,7 foi estatisticamente significativa, resultado que contrasta com os do presente trabalho. Esta diferença pode ser atribuída, ao menos em parte, ao número de indivíduos analisados pelo trabalho citado, 51 indivíduos, em relação ao presente trabalho que é de 6 indivíduos. Infelizmente, muitos trabalhos não reportam a carga tabágica dos indivíduos estudados. Hayes et al, [11] compararam 12 não fumantes e 15 fumantes, observando variações não significativas de resistência. Este resultado se deve, provavelmente, à baixa média de idade dos fumantes (29,9 anos) o que

subentende uma pequena carga tabágica. Brochard et al, [6] analisaram funcionários não-tabagistas, ex-tabagistas e tabagistas de uma indústria de gás sujeitos à exposição de agentes nocivos ao sistema respiratório, não tendo observado alterações significativas em R0. Com base nos resultados do presente trabalho, podemos supor que estes fatos podem estar associados à presença de baixas cargas tabagicas nos grupos analisados. A média de idade do grupo de fumantes (37 anos) é menor que a observada no presente estudo. Outro importante fator a ser considerado neste trabalho está relacionado à exposição sofrida pelos indivíduos.

O aumento da carga tabágica introduziu uma significativa (ANOVA, $p<0,01$) tendência de redução na Crs,dyn (Figura 3B). A análise comparativa conduzida por Peslin et al [8] em grupos com carga tabágica média de 7,4 e 8,7 maços-anos em relação a indivíduos não-tabagistas resultou em variações não-significativas, resultados em estreita concordância com os apresentados na Figura 3B. A comparação entre a Crs,dyn em indivíduos fumantes e não fumantes conduzida por Hayes et al. [11] resultou em alterações não-significativas. Estes resultados estão, provavelmente, relacionados à presença de uma pequena carga tabágica visto que a idade média do grupo de fumantes era de 29,9 anos.

Conclusão

O aumento da carga tabágica introduz elevações proporcionais na resistência total do sistema respiratório. A complacência dinâmica, por outro lado, apresenta progressiva redução.

Agradecimentos

A Equipe do Serviço de Pneumologia do HUPE, em especial as Técnicas em Espirometria, Edinete Limeira e Luzia Tamy, pelo apoio durante a realização deste trabalho. Ao CNPq e a FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

[1] INCA, internet site address: http://www.inca.gov.br/tabagismo. Acessado em março de 2004.

[2] FAGERSTRÖM, K. (2002), "Epidemiologia do Fumo - Conseqüências na Saúde e Benefícios da Cessação.", *Drugs*, vol.62, suppl.2:1-9.

[3] COE, C.I., Watson A., Joyce H., Pride N.B. (1989), "Effects of smoking on changes in respiratory resistance with increasing age.", *Clinical Science*, 76, p. 487-494.

[4] CRAPO R.O., Jensen R.L., Hargreave FE. (2003), "Airway inflamation in COPD: physiological outcome measures and induced sputum ", *Eur Respir J*, vol.21, suppl.41, 19s-28s.

[5] DUBOIS, A.B., Brody A.W., Lewis D.H., Burgess B.F. (1956), "Oscillation mechanics of lungs and chest in man.", *J. Appl Physiol*, vol. 8, p. 587-594.

[6] BOHADANA, A., Teculescu, D., Martinet, Y. (2004), "Mechanisms of chronic airway obstruction in smokers.", *Respiratory Medicine*, vol. 98, p. 139-151.

[7] VILLANOVA, C.A.C., Palombini, B.C., "Tabagismo como fator de risco", *in* PALOMBINI, B.C. (Ed): *Doenças das Vias Aéreas - Uma Visão Clínica Integradora (Viaerologia)*, Rio de Janeiro: REVINTER, pp. 84-90, 2001.

[8] PESLIN, R., Hannhart B., Pino J. (1981). " Mechanical Impedance of The Chest in Smokers and Non-smokers.", *Bull Europ Physiopath Resp* 17, p. 93-115.

[9] LÀNDSÉR, F. J., Clément J., Van de Woestijne K.P (1982). "Normal values of Total Respiratory Resistance and Reactance Determined by Forced Oscillations - Influence of Smoking.", *Chest*, 81:5, May, p. 586-590.

[10] BROCHARD, L., Pelle G., De Palmas J., Brochard P., Carre A., Lorino H, Harf A. (1987). "Density and Frequency Dependence of Resistance in Early Airway Obstruction.", *Am Rev Resp Dis* 135, p. 579-594

[11] HAYES, D.A., Pimmel, R.L., Fullton, J.M., Bromberg, P.A., (1979), "Detection of Respiratory Mechanical Dysfunction by Forced Random Noise Impedance Parameters.", *Am Rev Resp Dis* 120, p.1095-99.

[12] DECLARAÇÃO DE HELSINKI da Associação Médica Mundial (2000), 52ª Assembléia Geral da Associação Médica Mundial, Edinburgo, Escócia

[13] MELO, P.L, Wernneck M.M., Gianella-Neto A. (2000), "Avaliação da mecânica ventilatória por oscilações forçadas: fundamentos e aplicações clínicas", *J. Pneumol*., vol. 26 (4), p. 194-206.

[14] MELO, P.L, Wernneck M.M., Gianella-Neto A. (2000), "New impedance spectrometer for scientific and clinical studies of the respiratory system.", *Rev Scien Inst*., vol. 71 (7), p. 2867-2872.

[15] PESLIN, R., (1991), "Exploring respiratory mechanics by forced oscillations: priciples and pitfalls.", *Eur Resp J*, Feb, 4(2):246-7.

[16] XIPING, X., Dockery D.W., Ware J.H., Speizer F.E., Ferris Jr B.G. (1992). "Effects of Cigarette Smoking on Rate of Loss of Pulmonary Function in Adults: A Longitudinal Assessmnet.", *Am Rev Resp Dis* 146, p. 1345-1348.

[17] ROSEMBERG, J. "Tabagismo e Doenças Pulmonares", *in* TARANTINO, A.B. (Ed): *Doenças Pulmonares*, Rio de Janeiro, Editora Guanabara Koogan S.A., pp. 189-99, 1997.

[18] JANSEN J.M., PESLIN R., BOHADANA A.B. RACINEUX J.L., "Usefulness of forced expiration slope ratios for detecting mild airway abnormalities", Am Rev Resp Dis, 122, 221-230, 1980.

ESTUDIOS DE RESONANCIA PARAMAGNÉTICA ELECTRÓNICA DURANTE LA POLIMERIZACIÓN DE LA HEMOGLOBINA S

M. Lores*, O. Nascimento**, C. Cabal*

* Universidad de Oriente. Centro de Biofísica Médica. Santiago de Cuba. Cuba.
** Universidad de Sao Paulo. Instituto de Física de Sao Carlos. Grupo de Biofísica Molecular y Espectroscopía. Sao Paulo. Brasil.

e. mail: manuel@cbm.uo.edu.cu

Abstract: The free deoxygenation Process, and the hemoglobin's rotational correlation time are studied in hemoglobin A and Hemoglobin S samples with intracellular concentration, and at 36°C. The change of the classical immobilized ESR spectrum of 4-Maleimide-Tempo bound to hemoglobin into a more mobile spectrum speaks about the free deoxygenation process in studied samples. The behavior of the C'/C ratio during the ST-ESR experiment shows the increase in the rotational correlation time of hemoglobin during hemoglobin S polymerization, and offers another method to determine delay time. Both results help us to explain the behavior of proton relaxation times obtained in other works.

Palabras clave: Hemoglobina S, ST-ESR, relajación.

Introducción

La polimerización de la Hemoglobina S (HbS) es el proceso molecular base de toda la fisiopatología en la Anemia Drepanocítica [1], [2]. Los cambios en el magnetismo [1], [3] como resultado de la desoxigenación, y en la movilidad molecular [4] durante la polimerización de la HbS, pueden influir en los comportamientos de los tiempos de relajación protónica (T1 y T2) en muestras de HbS de concentración intraeritrocitaria bajo condiciones de desoxigenación espontánea [5], [6].

La Resonancia Paramagnética Electrónica (ESR) y el método de marcadores de spin [7], [8], [9] permiten el estudio de cambios conformacionales [7] y dinámicos [4] en las soluciones de Biomoléculas. En particular el método de Transferencia de Saturación (ST-ESR) ha mostrado sus bondades para determinar el tiempo de correlación rotacional de la hemoglobina (τ_R) para valores de $\tau_R > 10^{-8}$s [10].

En este trabajo se obtienen evidencias de la desoxigenación espontánea de la hemoglobina (Hb), y el comportamiento de τ_R, que explican los comportamientos temporales de T1 y T2, determinados a 4 MHz y 36 °C, en disoluciones acuosas de hemoglobina A (HbA) y HbS de concentración intraeritrocitaria.

Materiales y Métodos

10 muestras de HbA y 12 de HbS fueron obtenidas a partir de sangre total venosa de individuos y pacientes voluntarios empleando métodos clásicos [5], [6].

Las muestras de HbA y HbS fueron marcadas con 4-maleimido-Tempo (2:1) [9] y llevadas hasta la concentración intraeritrocitaria empleando una membrana de 10 000 daltons y espectrofotometría. 40 μl de Hb marcada se introducen en un capilar sellado en sus extremos que será utilizado en el experimento de ESR.

Un espectrómetro de ESR Varian E-109 Century (Banda X) con un campo central de 3267 G, 4 min de tiempo de barredura, y un sistema multipropósito Varian E-231 para el control de la temperatura, fue empleado para la determinación del espectro clásico y de ST-ESR del radical enlazado a la Hb en las muestras de HbA y HbS marcadas. En la obtención del espectro clásico se empleó un barrido de campo de 100 G, una amplitud de modulación de 2 G pico a pico, una frecuencia de modulación de 100 kHz, y una constante de filtrado de 0.064. El segundo armónico fuera de fase de la señal de absorción (V'_2) fue empleado para el experimento de ST-ESR con un barrido de campo de 160 G, una amplitud de modulación de 5 G pico a pico, una frecuencia de modulación de 50 kHz, y una constante de filtrado de 0.128. La relación C'/C fue empleada para la estimación de τ_R a partir de la calibración de Thomas y colaboradores [10].

Las mediciones se realizaron en condiciones de desoxigenación espontánea y a 36 °C.

Resultados

La figura 1 muestra los espectros clásicos de ESR, típicos del 4-Maleimido-Tempo enlazado a la Hb, para muestras de HbS en los momentos inicial y final del experimento.

La amplitud de todas las líneas disminuye con el tiempo producto de la reducción del radical [9]. Puede observarse como el espectro inicial transita de un espectro inmovilizado [9], [11], afectado por las anisotropías características del movimiento lento de la molécula de radical, a un espectro que refleja un movimiento mucho más rápido [11] con un nivel grande de promediación de las anisotropías de los tensores de interacción hiperfina y de Zeeman [8]. Resultados similares se obtienen para la HbA.

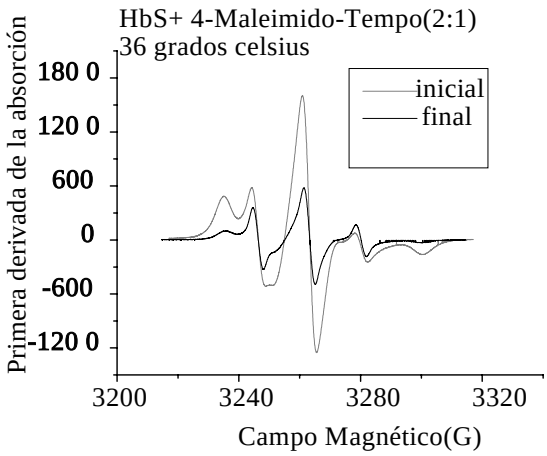


Figura 1: Espectros de ESR típicos del 4-Maleimido-Tempo enlazado a la HbS (2:1) durante un estudio temporal a 36°C. Disminuye la amplitud de todas las líneas producto de la reducción del radical nitroxilo. El cambio en la morfología del espectro está relacionado con la promediación de las anisotropías de los tensores de Zeeman y de interacción hiperfina gracias al incremento de la movilidad del radical en su sitio de enlace a la macromolécula.

En la figura 2 se muestra la relación C'/C obtenida, en muestras de HbA y HbS, empleando ST-ESR. En la HbA se observa un comportamiento constante (C'/C = 1.5), a diferencia de la HbS donde los resultados muestran un comportamiento sigmoidal con tres etapas: la I y la III donde C'/C permanece invariable, y la II donde esta relación se incrementa hasta 1.4 veces su valor inicial. El valor de C'/C en la HbA, y en la HbS durante la etapa I (C'/C = 1.7), coinciden, según la calibración de Thomas y colaboradores, con lo reportado en la literatura [12] para τ_R ($\sim 10^{-8}$s), y la diferencia observada se debe a la diferencia de concentración, lo cual puede demostrarse empleando la ecuación de Debye [10] y la ecuación generalizada de Mooney [13].

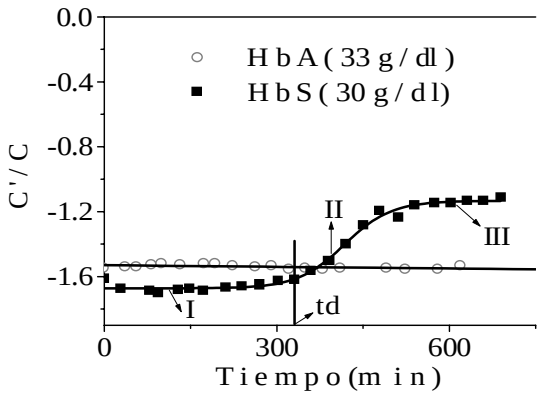


Figura 2: Relación C'/C típica en las muestras estudiadas. Los trazos continuos representan los ajustes Sigmoidal y lineal que caracterizan los resultados obtenidos en la HbS (30 g/dl) y HbA (33 g/dl) respectivamente. C'/C se incrementa 1.4 veces en las muestras de HbS al cabo del tiempo de demora (td), mientras en la HbA permanece constante.

Discusión

Los resultados mostrados en la figura 1 se corresponden con espectros de radical enlazado a la oxihemoglobina (inicial), y la desoxihemoglobina (final). Las diferencias observadas están relacionadas con cambios conformacionales y estructurales de la Hb al desoxigenarse, que modifican el entorno y las interacciones propias del radical nitroxilo en su sitio de unión con la macromolécula [7], [11]. Este resultado constituye una evidencia de la presencia del proceso de desoxigenación espontánea de la Hb en nuestras muestras [14].

El incremento de la relación C'/C en las muestras de HbS (figura 2) constituye una evidencia del incremento de τ_R en 2 veces [10], lo cual coincide con el incremento del tiempo de correlación del agua asociada a la macromolécula (τ_c) si la consideramos irrotacionalmente enlazada [15].

Las tres etapas que caracterizan el comportamiento de C'/C en la HbS reflejan las tres fases del proceso de polimerización identificadas por otros métodos [1], [6]: un inicio de agregaciones moleculares reversibles (I), seguido de un proceso de polimerización irreversible (II) favorecido termodinámicamente al cabo del tiempo de demora (td) y con la formación del núcleo crítico [1], [2], que concluye con un proceso de alineación y crecimiento de los polímeros ya formados (III), y que da lugar a la formación de microdominios estructurales inhomogéneos [1], [16]. La etapa II muestra un

incremento importante de τ_R, mientras en la I y la III los procesos que ocurren no alteran los parámetros dinámicos promedios del sistema, incluido τ_R.

Los resultados anteriores contribuyen a explicar los comportamientos de T1 y T2 mostrados en las figuras 3 y 4, obtenidos empleando muestras similares en condiciones de desoxigenación espontánea [5], [6].

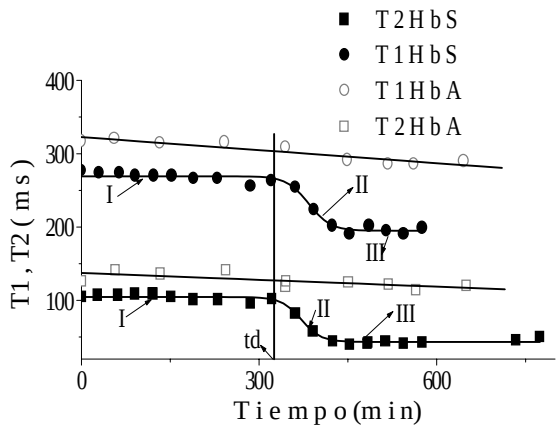


Figura 3: Comportamientos temporales típicos de T1 y T2 en muestras de HbA y HbS (concentración intraeritrocitaria y 36°C). Los trazos continuos representan los ajustes lineal y sigmoidal correspondientes a las muestras de HbA y HbS respectivamente. Se observa que en el caso de la HbS T1 y T2 varían 2.4 veces, mientras que en la HbA permanecen aproximadamente constantes.

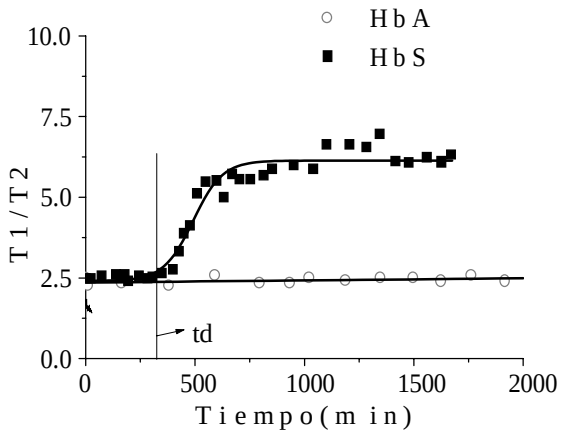


Figura 4: Comportamientos temporales típicos de T1/T2 en muestras de HbA y HbS (concentración intraeritrocitaria y 36°C). Los trazos continuos representan los ajustes lineal y sigmoidal correspondientes a las muestras de HbA y HbS respectivamente. Se observa que en el caso de la HbS T1/T2 varía 2.4 veces, mientras que en la HbA permanece aproximadamente constante.

El cambio de oxihemoglobina (diamagnética) a desoxihemoglobina (paramagnética) producto de la desoxigenación espontánea sucede en la HbA y en la HbS. Este es un proceso lento con una constante de caída exponencial de 29 h [14]. La contribución de este factor sólo explicaría un ligero y lento acortamiento de T1 y T2, pero no el comportamiento sigmoidal observado en la figura 3 para la HbS [5].

El incremento de τ_R determinado a partir del experimento de ST-ESR, figura 2, permite explicar el comportamiento de T1, T2, y T1/T2 para t>td, sin descartar el aporte de la difusión [3], y otros mecanismos de relajación tales como Spin Curie [3] y la anisotropía de la susceptibilidad magnética [17], al incremento de T1/T2. Los resultados de T1/T2 obtenidos para t<td en la HbA y la HbS, figura 4, permiten establecer que $\omega^2\tau_c^2 \approx 1$, y estimar τ_c en un valor (~4 10^{-8}s) muy similar al reportado en la literatura [17].

El td determinado empleando ST–ESR (~ 325 min) coincide con los resultados obtenidos a partir de relajación magnética protónica en condiciones de desoxigenación espontánea [5], [6].

Los resultados analizados en este trabajo constituyen evidencias de la importante contribución de la pérdida de movilidad de la Hb a los comportamientos temporales de T1 y T2 durante la polimerización de la HbS.

Conclusiones

Los cambios en la morfología de los espectros de ESR del 4-Maleimido-Tempo enlazado a la Hb constituyen evidencias del desarrollo del proceso de desoxigenación espontánea en muestras de HbA y HbS de concentración intraeritrocitaria estudiadas a 36 ºC.

El método de ST-ESR permite demostrar, bajo condiciones de desoxigenación espontánea, el incremento del tiempo de correlación rotacional de la Hb (~ 2 veces su valor inicial) durante el proceso de Polimerización de la HbS, posibilita estimar el tiempo de demora característico de este proceso (~325 min), y refleja sus tres etapas características: El inicio de la aglutinación molecular reversible (I), la polimerización irreversible de la HbS (II), y la culminación de la Polimerización con la formación de micro dominios (III).

Los resultados obtenidos en este trabajo contribuyen a explicar la relajación protónica analizada en condiciones experimentales similares, y constituyen evidencias de la importante contribución de la pérdida de movilidad de la Hb a los comportamientos temporales de T1 y T2 durante la polimerización de la HbS.

Agradecimientos

Queremos agradecer el apoyo recibido para el desarrollo de este trabajo al Ministerio de Educación Superior (MES) de la República de Cuba, y a la Coordinadora Brasileña para el perfeccionamiento de la Educación Superior (CAPES).

Referencias

[1] EATON W. A., HOFRICTER J., "Sickle Cell haemoglobin Polymerization", *advan. Prot. Chem.* 40: 63-279, 1990.

[2] FERRONE F. A., MANNING J. M., WEI B., JOSEPHS R., BOOKCHIN R. M., BRIEHL R. W., LI X., "Sickle hemoglobin Polymer stability probed by triple and quadruple mutant hybrids", *J. Biol. Chem.* 277(**16**): 13479-13487, 2002.

[3] MEYER M. E., YU O., ECLANCHER B., GRUCKER D., "NMR Relaxations rates and Blood oxygenation level", *Magnet. Reson. Med.* 34(**2**): 234-241, 1995.

[4] THIYAGARAJAN P., JOHNSON M. E., "Saturation Transfer Electron paramagnetic resonance detection of Sickle hemoglobin aggregation during desoxygenation", *Biophys. J.* 42(**3**): 269-274, 1983.

[5] CABAL C., FERNÁNDEZ A., LORES M., ALVAREZ E., LOSADA J., SOLER C., PÉREZ E., 'Magnetic relaxation in the Kinetics of the polymerization of Hemoglobin S. Clinical Diagnosis and treatment with vanillin', Proc. ISMRM Sixth meeting and exhibition, Sidney, Australia, 1998, pp. 1705, 1998.

[6] FERNÁNDEZ A., PÉREZ E., LORES M., LOSADA J., "Influence of the haemolysis method in the Delay Time measured using Magnetic Resonance", *Revista Cubana de Química*. 14(**2**): 59-63, 2002.

[7] OGAWA S., MCCONELL H. M., "Spin-Label study of hemoglobin conformations in solution", *Proc. N. A. S.* 58: 19-26, 1967.

[8] BERLINER L. J., Spin Labeling II. Theory and applications, New York: Academic Press, 1979.

[9] PERUSSI J. R., TINTO M. H., NASCIMENTO O. R., TABAK M., "Characterization of protein Spin labeling by maleimide: Evidence for Nitroxide reduction", *Anal. Biochem.* 173:289-295, 1988.

[10] THOMAS D. D., DALTON L. R., HYDE J. S., "Rotational diffusion studied by passage saturation transfer electron paramagnetic resonance", *J. Chem. Phys.* 65(**8**): 3006-3025, 1976.

[11] BOEYENS J. C. A., MCCONNELL H. M., "Spin labeled hemoglobin", *Proc. N.A.S.* 56: 22-25, 1966.

[12] BRYANT R. G., SHIRLEY W. M., "Dynamical deductions from nuclear magnetic resonance relaxation measurements at the water-protein interface", *Biophys. J.* 32: 3-16, 1980.

[13] GENNARO A. M., LUQUITA A., RASIA M., "comparison between internal microviscosity of low-density erythrocytes and the microviscosity of hemoglobin solutions: An electron paramagnetic resonance study", *Biophys. J.* 71: 389-393, 1996.

[14] NOGUCHI C. T., SCHECHTER A. N., "The intracellular polymerization of Sickle Hemoglobin and its relevance to Sickle cell Disease", *Blood* 58: 1057-1068, 1981.

[15] KOENIG S. H., SCHILLINGER W. E., "Nuclear Magnetic Dispersion in protein solutions", *J. Biol. Chem.* 244(**12**): 3283-3289, 1969.

[16] ROUFBERG A., FERRONE F. A., "A model for the Sickle Cell hemoglobin fiber using both mutation sites", *Protein SCI.* 19(**5**): 1031-1034, 2000.

[17] GASPAROVIC C. H., MATWIYOFF N. A., "The Magnetic properties and water dynamics of the red Blood Cell: A study by Proton NMR lineshape analysis", *Magnet. Reson. Med.* 26(**2**): 274-299, 1992.

SISTEMA DE IMAGEM PARA ENSINO EM ODONTOLOGIA - SIEO

W. K. Shiroma* e H. R. Gamba**

*PUCPR/Odontologia - Curitiba, Brasil
**CEFET-PR/CPGEI - Curitiba, Brasil

e-mail: shiroma@rla01.pucpr.br

Abstract: A new image system for odontology lectures (ISOL) is presented. The ISOL was made for the academic area where the limited space of the bucal cavity makes it difficult for lecturers to demonstrate the treatment procedures to students. The ISOL is made with a CCD camera, stabilized illumination system, a TV set and a video tape recorder. The CCD camera was placed and aligned in the region between the eyes of the dentist. The results demonstrated that the ISOL can be used to visualize and record images of the bucal cavity and all procedures performed by the lecturer during a dental treatment. The ISOL really improves the learning process.

Palavras-chaves: **Sistema de imagem, Micro-câmera, Ensino-aprendizagem, Odontologia.**

Introdução

O processo de ensino-aprendizagem no curso de odontologia, requer dos alunos grande capacidade de observação e assimilação dos procedimentos cirúrgicos realizados pelos professores/cirurgião-dentista[1]. Contudo, durante as aulas a visualização desses procedimentos é bastante comprometida devido ao reduzido espaço da cavidade bucal. Em geral, durante as aulas, os alunos observam apenas alguns momentos não críticos da cirurgia, os quais não mostram como foi feito, nem como se chegou a um determinado resultado.

O uso de recursos audiovisuais melhora consideravelmente o processo de ensino-aprendizagem, o desempenho e a compreensão dos estudantes de Odontologia [2] [3] [4] [5].

Parra [6], em 1985, sugeriu o uso de filmadoras/câmeras de vídeo como técnicas auxiliares para o ensino, superando barreiras de tamanho, ângulo de visão, nitidez, etc., envolvendo emocionalmente o aluno, estimulado-o no entendimento do assunto demonstrado.

A utilização de recursos audiovisuais através de um sistema gerador de imagens torna possível aos alunos acompanharem em tempo real todas as etapas do procedimento, permitindo uma maior interação entre alunos e o professor durante toda a cirurgia [1].

A Tabela 1 apresenta alguns dados relacionados à retenção do aprendizado de acordo com a método de ensino utilizado[7]. Nota-se na tabela que com o emprego simultâneo de técnicas visuais e orais proporciona uma retenção do conhecimento de até 65% após três dias.

Tabela 01 – Retenção da aprendizagem.

Método de ensino	Dados retidos após 3 horas	Dados retidos após 3 dias
Somente oral	70%	10%
Somente visual	72%	20%
Visual e oral	85%	65%

Fonte: Sant'anna et al. 1988 [7]

Dessa forma, propõe-se com este trabalho um novo Sistema de Imagem para Ensino em Odontologia – SIEO (Dep. de Pedido de Patente – DEINPI-PR, n° 000515, de 14/04/2004). O SIEO foi desenvolvido especificamente para uso no ensino de odontologia, permitindo que durante os procedimentos cirúrgicos todos os alunos acompanhem em tempo real, de maneira dinâmica e, principalmente, com o mesmo ponto de vista do professor/cirurgião-dentista, todas as etapas do procedimento intra-bucal realizado. O SIEO foi avaliado por 30 alunos do curso de Odontologia da PUCPR. Os resultados demonstraram que o SIEO contribui significativamente no processo ensino-aprendizado e oferece condições para uma melhoria nas condições de aprendizado dos alunos.

Materiais e Métodos

1 - Desenvolvimento do SIEO

A figura 1 apresenta o diagrama em blocos do SIEO. O sistema é dividido em três partes:

a) iluminação;
b) fixação e sensor de imagens; e
c) visualização e registro de imagens.

O sistema de iluminação (figura 1(a)): utiliza um guia de luz feito com fibra óptica e um sistema de lentes focalizadoras da radiação luminosa. O sistema de lentes possui foco fixo, produzindo uma área de aproximadamente 100 mm de diâmetro para uma distância entre 200 e 300 mm da lente, ideal para o

campo cirúrgico. O uso da fibra óptica apresenta a vantagem de produzir iluminação de alta intensidade sem a presença de calor na região próxima aos olhos do usuário do equipamento. Como fonte de luz utilizou-se um sistema estabilizado da marca Fostec, com lâmpada halógena de 150W e controle linear da intensidade luminosa.

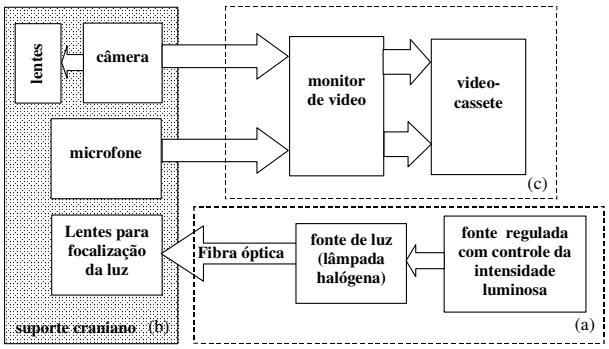


Figura 1 – Diagrama em blocos do SIEO

O sistema de fixação e sensor de imagem (figura 1(b)): utiliza uma micro-câmera CCD, marca Watec, modelo 240R, colorida, com auto-íris eletrônico, 25g de peso e uma lente de 3,8 mm. Esta micro-câmera foi fixada em um suporte craniano, neste caso, um fotóforo Komlux, modelo fixo, código KL-FFO. A fixação foi realizada junto à lente focalizadora do fotóforo com um dispositivo especialmente projetado para permitir o posicionamento da micro-câmera exatamente entre a linha bi-pupilar do usuário e de forma que o ponto focal da imagem coincida com a área do foco luminoso. Para permitir que a micro-câmera gire em torno de seu eixo, uma aleta metálica foi adaptada com uma braçadeira no corpo da micro-câmera. Assim, pode-se ajustar o posicionamento da imagem na tela do monitor, conforme a posição de trabalho do usuário.

O sistema de visualização e registro de imagens (figura 1 (c)): as imagens geradas pela micro-câmera podem ser visualizadas em um monitor de TV no próprio local ou sala contígua e gravadas em vídeo. Neste sistema utilizou-se um aparelho de TV/Vídeo conjugados, marca Philco, modelo Duetto de 14 polegadas.

2 - Avaliação do SIEO

O SIEO foi avaliado pelos alunos do Programa de Aprendizagem de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial II, do Curso de Odontologia da PUCPR. Os trinta alunos que participaram da avaliação foram divididos em 10 equipes de 3 alunos. Um questionário foi elaborado com questões sobre a visualização da região bucal e das técnicas cirúrgicas demonstradas pelo professor. Primeiramente os alunos assistiram as cirurgias sem a utilização do SIEO e responderam o questionário. Posteriormente, estes mesmos alunos assistiram a outras cirurgias com a utilização do SIEO e responderam novamente o questionário.

As respostas obtidas no questionário foram tabuladas em planilha eletrônica e submetidas à análise de significância estatística dos resultados através do teste de significância estatística não-paramétrico de Wilcoxon ($p<0,05$) [8].

Resultados

A figura 2 apresenta uma imagem do SIEO proposto; a figura 3 mostra os detalhes do cabeçote de iluminação e a micro-câmera; a figura 4 mostra a imagem gerada pelo equipamento no monitor de vídeo e a figura 5 mostra o SIEO durante sua utilização em uma aula prática.

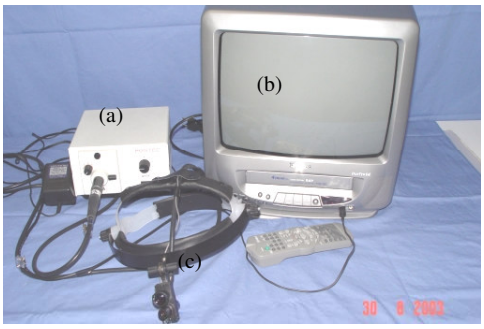


Figura 2 – Sistema de Imagem para Ensino em Odontologia. (a) fonte de luz. (b) televisor conjugado. (c) suporte craniano com a micro-câmera e sistema de lentes com fibra óptica.

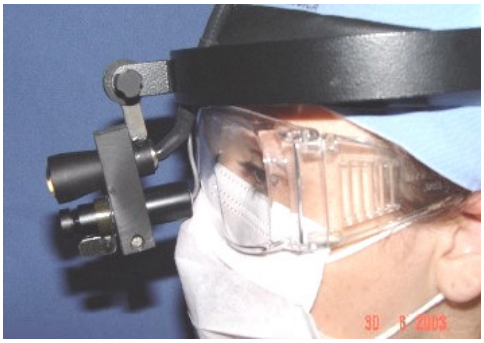


Figura 3 – Detalhe do Posicionamento da câmera na região bi-pupilar do cirurgião-dentista.

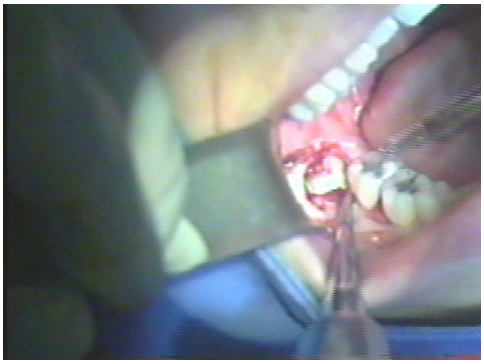


Figura 4 – Exemplo de uma das imagens do registro de uma cirurgia para extração de um dente incluso.

A tabela 02 apresenta os resultados obtidos com as respostas dos alunos no questionário.

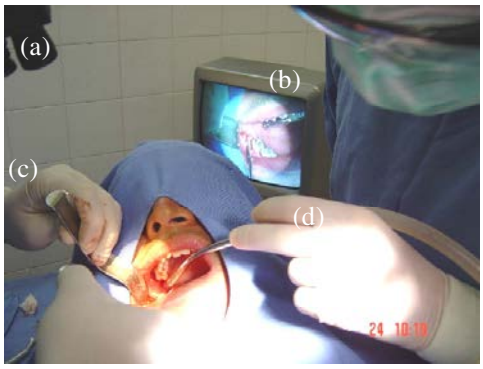


Figura 5 – O SIEO em utilização. (a) micro-câmera posicionada na cabeça do cirurgião dentista. (b) Televisor onde são apresentadas as imagens capturadas. (c) mão do cirurgião dentista. (d) mão do auxiliar.

Discussão

No desenvolvimento do SIEO diversas dificuldades foram contornadas, como por exemplo à instabilidade do suporte craniano e descentralização da imagem, iluminação deficiente e nitidez das imagens. Na versão apresentada do SIEO, estes problemas foram contornados. O suporte craniano permitiu uma maior estabilidade do equipamento na cabeça do cirurgião. A fonte de luz com lâmpada halógena, a regulagem linear da intensidade luminosa, o guia da luz com fibra óptica e as lentes focalizadoras permitiram uma iluminação uniforme, eliminando as áreas escuras e sombras nas imagens capturadas pela câmera CCD. O sistema de iluminação melhorou inclusive a iluminação do campo operatório para o próprio cirurgião.

O uso de lentes focalizadoras proporcionou também uma área de iluminação bem delimitada o que auxiliou o usuário do SIEO na centralização ou enquadramento da imagem durante a transmissão. Desta forma, a imagem capturada corresponde àquela da área iluminada, a qual, por sua vez, correspondia ao campo de visão do cirurgião.

Em relação às diversas etapas do procedimento cirúrgico que foram avaliadas, em oito delas (técnica anestésica, incisão, descolamento do retalho, osteotomia, odontosecção, extração do dente, sutura e visualização e identificação das estruturas anatômicas) foram encontradas diferenças estatísticas significantes, evidência de uma melhora considerável na visualização e compreensão dos procedimentos realizados.

Em praticamente todos os quesitos analisados sem a utilização do SIEO, um grande percentual de alunos (23,37% a 56,67%) assinalou o item 2 "visualizei parcialmente". Alguns assinalaram o item 1 "não visualizei nada" (3,33% a 20%). Com a utilização do SIEO, estes números sofreram uma redução significativa de zero a 16,67% para o item 2 e de 0 (zero) a 6,67% para o item 1, migrando para o item 4, "visualizei totalmente e entendi a técnica utilizada" (80% a 100%). Os itens 1 e 2, com a utilização do SIEO deveriam ficar muito próximos de zero. Isto porém não ocorreu provavelmente por um motivo: o aluno que auxilia o professor na cirurgia, apesar de participar diretamente do procedimento nem sempre tem uma visualização adequada do campo cirúrgico, conforme relatou Smith[9]. Mesmo com a utilização do SIEO, o aluno auxiliar, por estar participando do procedimento cirúrgico, fica impossibilitado de acompanhar a cirurgia pelo monitor. Dessa forma, o aluno auxiliar acaba vendo apenas parcialmente a cirurgia nas duas metodologias empregadas.

Os resultados demonstram que a visualização das diversas etapas da cirurgia tem uma melhoria acentuada quando se utiliza o SIEO como recurso auxiliar, podendo-se prever uma grande aceitação deste método audiovisual entre os estudantes e profissionais de

Tabela 2 – Resultados da avaliação do SIEO

Nível de visualização (%) / Quesitos	Visualizei:							
	1- nada		2-parcialmente		totalmente			
					3 - não entendi		4 - entendi	
	sem SIEO	com SIEO	sem SIEO	com SIEO	sem SIEO	com SIEO	sem SIEO	com SIEO
Técnica anestésica	3,33	0	56,67	0	0	0	40,00	100,00
Incisão	13,33	0	50,00	6,67	10	3,33	26,67	90,00
Descolamento do retalho	6,67	0	36,67	13,33	3,33	0	53,33	86,67
Osteotomia	20,00	3,33	46,67	10	6,67	3,33	26,67	83,33
Odontosecção	20,00	3,33	36,67	6,67	3,33	6,67	40,00	83,33
Extração do dente	3,33	3,33	43,33	0	6,67	0	46,67	96,67
Tratamento da cavidade	3,33	3,33	23,33	16,67	0	0	73,33	80,00
Sutura	6,67	6,67	33,33	0	0	3,33	60,00	90,00
Exame radiográfico	3,33	0	3,33	3,33	0	0	93,33	96,67
Estruturas anatômicas importantes	3,33	0	46,67	10	3,33	3,33	46,67	86,67

odontologia, fato este já verificado por diversos autores[2][3][10]. Para auxiliar os alunos no planejamento de suas cirurgias, os alunos poderão contar com uma fita de vídeo gravada com uma cirurgia semelhante. Além de auxiliar no planejamento pré-operatório, as fitas de vídeo podem funcionar como instrumento de avaliação e realimentação para os alunos e também para os profissionais[2][10].

Para a visualização e compreensão dos procedimentos é de fundamental importância que as imagens captadas e reproduzidas no monitor sejam de qualidade, apresentando definição em suas cores e nitidez nos detalhes[11]. Estas funções foram realizadas com sucesso pelo SIEO utilizado no experimento, onde 86,67% dos alunos visualizaram e identificaram as estruturas anatômicas importantes durante a cirurgia.

A melhoria nas condições de visualização dos procedimentos cirúrgicos com o SIEO deve despertar o interesse e a motivação dos alunos para as atividades que estão sendo realizadas nas salas de aula ou nos laboratórios[1], corroborando as palavras de Parra[6] e Ramos[12], promovendo assim uma melhoria no processo de ensino-aprendizagem dos estudantes.

Conclusão

1. O equipamento desenvolvido é técnica e financeiramente viável;
2. É funcional e prático;
3. Substitui com vantagens as micro-câmeras intra-orais existentes no mercado;
4. Melhorou consideravelmente a visualização dos procedimentos cirúrgicos nas aulas práticas dos estudantes de odontologia;
5. O sistema de iluminação do equipamento melhorou sensivelmente a iluminação do campo operatório para o cirurgião;
6. Permite gravações para *feedback* e avaliações posteriores;
7. A metodologia empregada motivou os alunos, despertando um maior interesse pelas aulas práticas;
8. Contribui para a melhoria do processo ensino-aprendizagem dos estudantes de Odontologia;
9. Trata-se de um sistema de imagem único, sem similar no mercado nacional e que possibilita a captura de imagens exatamente com o mesmo ângulo de visão do cirurgião-dentista.

Referências

[1] SHIROMA, W.K., *Sistema de Imagem para Ensino em Odontologia*, Dissertação de Mestrado CPGEI/CEFET-PR Curitiba, 2004.

[2] KATZ S., KOERBER L.G., OLSON B.L., "Teaching oral biology to large numbers of students by vídeo tape", *J. Dental Educ*. 41(2):97-100, 1977.

[3] WEPMAN B.J., "Communication skills training for dental students", *J. Dental Educ*. 41(10): 633-34, 1977.

[4] OTT K.H., "The use of audio-visual media in the phantom course of restorative dentistry", *Dtsch Zahnarztl Z.* 35(8): 819-22, 1980.

[5] ROBINSON P.B., LEE J.W., "The use of real time video magnification for the pre-clinical teaching of crown preparations", *Br Dental J.* 190(9): 506-10, 2001.

[6] PARRA N., PARRA I.C.C., *Técnicas Audiovisuais de Educação*, São Paulo: Pioneira, 1985.

[7] SANT'ANNA F.M., ENRICONE D., ANDRÉ L.C., TURRA C.M.G., *Planejamento de Ensino e Avaliação*, Porto Alegre: Sagra, 1988.

[8] SIEGEL S., *Estatística não-paramétrica para as ciências do comportamento*, São Paulo: McGraw-Hill, 1975.

[9] SMITH H.W., "Palato-pharyngeal cine photography: a technique for developing continuing education films", *Laryngoscope*. 87(4):621-29, 1977.

[10] BRUSCH W.A., "A Method for Programming Video -Cassete Courseware", *J. Dental Educ*. 37(10): 679-82, 1975.

[11]GANDSAS A., MCINTIRE K., PALLI G., PARK A., "Live streaming video for medical education: a laboratory model", *J Laparoendosc Adv. Surg. Tech A.*", 12(5): 377-82, 2002.

[12]RAMOS N.A., PINTO S.M., BEHRENS M.A., BOTOMÉ S.P., *Diretrizes para o Ensino de Graduação: O Projeto Pedagógico da Pontifícia Universidade Católica do Paraná*, Curitiba: Champagnat, 2000.

SIMULATION OF PHYSIOLOGICAL NOISE FOR BIOMEDICAL SIGNAL PROCESSING APPLICATIONS

Juan V. Lorenzo-Ginori* and Salvador Olmos**

* Centre for Studies on Electronics and Information Technologies, Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas, Carretera a Camajuaní Km. 5½, 54830 Santa Clara, V. C.,Cuba.

** Communications Technology Group of the Aragón Institute of Engineering Research (I3A), University of Zaragoza, María de Luna 3, E-50018, Zaragoza, Spain.

email: juanl@fie.uclv.edu.cu

Abstract: **Simulation of realistic physiological noise is an important issue when testing algorithms in different applications. However, the lack of appropriate simulation models determines generally the use of stationary white or colored Gaussian noise. In this work, a methodology to simulate non-Gaussian, non-stationary physiological noise, with statistical characteristics like those from some real-world record, was developed. The MIT-BIH Noise Stress Test Database motion artifacts record was used here as a reference example. Results showed a good agreement between the simulated noise and the reference record. The methodology can be used to simulate any kind of physiological noise, when an appropriate reference record is available.**

Keywords: **Biomedical signal processing, noise simulation.**

Introduction

Computer simulation is often used to test signal processing algorithms for applications like filtering, estimation, detection and others. In such cases, appropriate models and algorithms to simulate noise are needed. This is particularly true in the case of biomedical signal processing, where simulated noise should resemble as much as possible the real-world physiological noise, which is usually non-stationary and non-Gaussian.

We can mention as an example, several studies related to electrocardiographic (ECG) signal processing, such as QRS detection [1], ventricular late potentials analysis [2]-[5] adaptive filtering [6], loop alignment [7] or T wave alternans detection [8]-[9]. It is a common practice to test the related algorithms using white Gaussian noise, or at most another standard non-Gaussian probability density function (PDF) like the Laplacian one, in order to create conditions closer to reality.

In this work, a methodology to simulate physiological noise with some desired characteristics was developed and tested. The basic idea behind the proposed method is to use piece-wise stationary models of random noise with statistical features (PDF, temporal and spatial correlation functions) estimated from the sample noise record. In this work, the motion artifacts record from the MIT-BIH Noise Stress Test Database (NSTDB) in Physionet [10] was used as the noise reference. Three main noise characteristics can be taken into account to build the noise model: non-stationarity, probability density function and temporal/spatial correlation profiles. Among these, only spatial correlation was not yet considered in this work.

METHODS

The spectral analysis of the noise signal used as a reference revealed that the spectrum of physiological noise can be modeled as the sum of two components: a low-pass plus a band-pass term, as

$$y[n] = x_l[n] + x_b[n] \qquad (1)$$

This approach allowed the generation of independent random numbers to simulate the signal statistics of each interval as well as the power ratio between the lowpass and bandpass bands.

The simulated noise in both terms was built as time-series of random numbers with some specifications in terms of statistical properties, such as stationarity degree, PDF and power spectral density (PSD). Spatial correlation for the case of multichannel noise recordings can also be introduced whenever necessary. This paper deals with the generation of one channel of simulated noise. Figure 1 illustrates the proposed overall noise simulation process, from which the four upper blocks were implemented and tested in this work.

Non-stationarity: Our noise model assumes stationarity within fixed duration intervals as an approximation to physical reality. The interval duration for a given representative sample noise record was estimated by analyzing the relative stationarity of frames with different lengths, using the runs test [11].

Probability density function: For each sample noise interval the corresponding histogram was determined and a bank of *N* histograms created. The histogram probabilities and bin centers were used later to generate random numbers.

To generate a simulated noise interval, a histogram was randomly selected from the bank of *N* histograms.

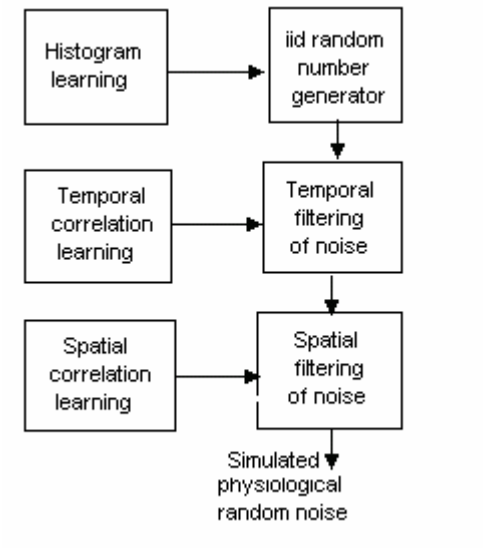


Figure 1: Generation of random samples according to the different properties of the time intervals.

Then *L* samples were generated by successively generating iid uniform random numbers, whose range of variability correspond to the histogram bin that is selected with the appropriate probability of occurrence. This procedure corresponds to the two upper blocks in Figure 1, and is repeated until the desired record length of simulated noise is completed.

Spectral shaping: The frequency spectrum of the sample noise record in each interval was estimated by means of the Welch periodograms method. The spectral shapes obtained were then randomly selected to simulate the noise signal frames.

Filtering procedures usually employed to achieve an appropriate spectral shaping from white noise, are constrained here by the need to preserve the non Gaussian property of the data. Here the signal bandwidth was changed by using interpolation techniques, without the need to add too many samples, to preserve the non-Gaussianity of noise.

Two spectral shaping functions were considered here: low-pass and band-pass. Obtaining a low-pass PSD from white noise was performed by means of interpolation, which produces a contraction of the frequency spectrum along the frequency axis [12] .

To shape a band-pass spectral component without the need to use additional high-pass filtering, the spectrum was firstly confined by interpolation as $x_{bl}[n]$, to the interval $0 \le \omega \le \omega_u - \omega_l$, where ω_u and ω_l are the upper and lower cutoff frequencies of the pass band.

This low-pass frequency band was then shifted up in frequency by ω_l to the interval $\omega_l \le \omega \le \omega_u$ by means of complex modulation and using the properties of the analytic signal $s_{bl}[n]$ [13], defined as

$$s_{bl}[n] = x_{bl}[n] + j\hat{x}_{bl}[n] , \qquad (2)$$

where $\hat{x}_{bl}[n]$ is the Hilbert transform of the real part. The analytic signal avoids undesirable interference with the negative-frequency spectrum, and complex modulation is performed to obtain the final spectrum as

$$S_b(e^{j\omega}) = X_{bl}{}^{+}\left[e^{j(\omega-\omega_l)}\right] \qquad (3)$$

For both cases, FIR interpolating filters were designed with the constraint that only few samples would take part at once in the filtering process. The simulated noise sequence was finally obtained, by adding the low pass and band pass components as in Equation (1). Spectral shaping is performed by the two blocks in the middle of Figure 2, whereas the two lower blocks correspond to spatial filtering, not performed in this work. The time domain filtered signals did not exhibit noticeable border effects, e.g. the resulting transition between intervals was smooth.

Example: To illustrate the proposed procedure to obtain a realistic simulated physiological noise, the MIT-BIH Noise Stress Test Database *ma.dat* record from Physionet [10] was used as a reference. An appropriate fixed duration interval of stationarity was estimated by applying the runs test, for the noise mean and standard deviation, to intervals of different duration. An interval duration of 60 s was selected in this way.

A typical NSTDB record includes two channel of 30 min each sampled at 360 Hz, leading to a time interval length n_f =21600 samples, with *N*=60 as the total amount of intervals for both channels. The spectral analysis of the NSTDB records showed that the PSD of a typical 60 s interval has two main components: a narrowband low-pass in the 0-0.3 Hz range, and a relatively broadband band-pass in the 10-50 Hz range. The relative power level varies between these two bands in an approximately -15 to -25 dB range.

The PSD spectrum shape was determined by the transfer function of the interpolating low-pass filters. The relative level variability between frequency bands was achieved by normalizing the spectrum with respect to the peak PSD. In order to simulate the frequency bands FIR interpolating filters were employed. The filter order was constrained to allow only two samples to take part at once in the filtering process. The simulated noise sequence was obtained by adding the two components as in equation (1).

Results

Noise statistics: Evaluation of the histograms from a large simulated record and the NSTDB record used as

the reference signal are shown in Figure 2, where a good agreement can be appreciated.
Evolution of kurtosis is shown in Figure 3 for 30 consecutive time intervals of the noise signal. This graph, together with the mean and standard deviation of kurtosis, revealed that the simulated noise produced in this way had appropriate non-Gaussian characteristics, similar to those of the sample record.

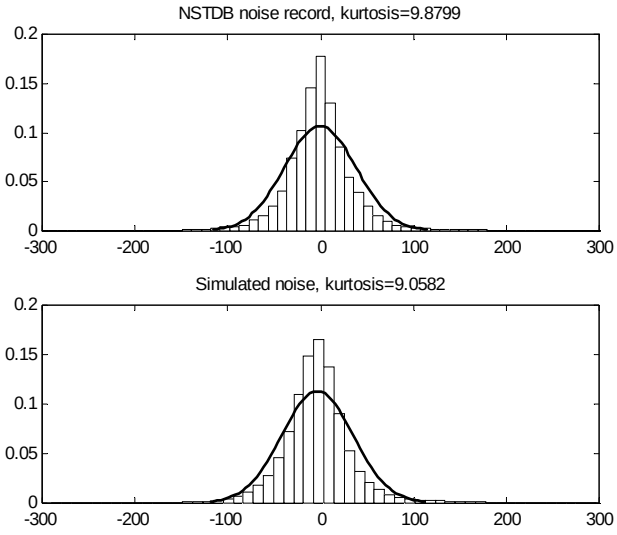


Figure 2: Histograms of an entire record from NSTDB, and a same length record of simulated noise.

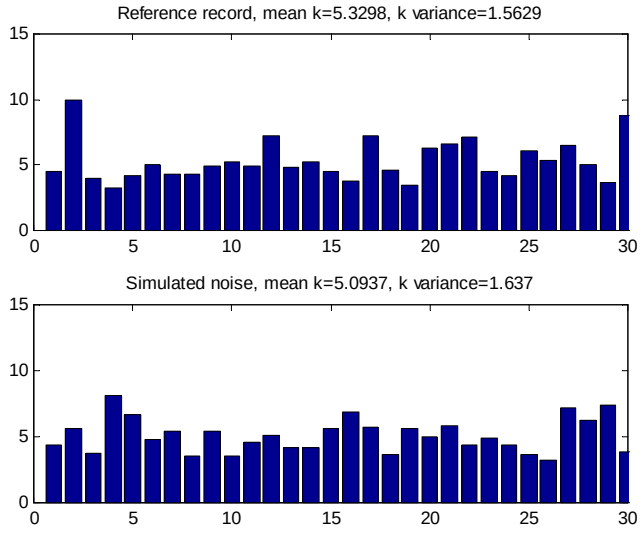


Figure 3. Evolution of kurtosis in 30 time intervals of one minute, for the reference and the simulated noise signals.

Noise spectrum: The power spectral density of the simulated noise was calculated using Welch's method, and compared with that of the reference noise. The results are shown in Figure 4 for five different signal time intervals. Figure 5 shows the waveforms of two single channel sample frames, each of one minute duration, for the reference and the simulated noise.

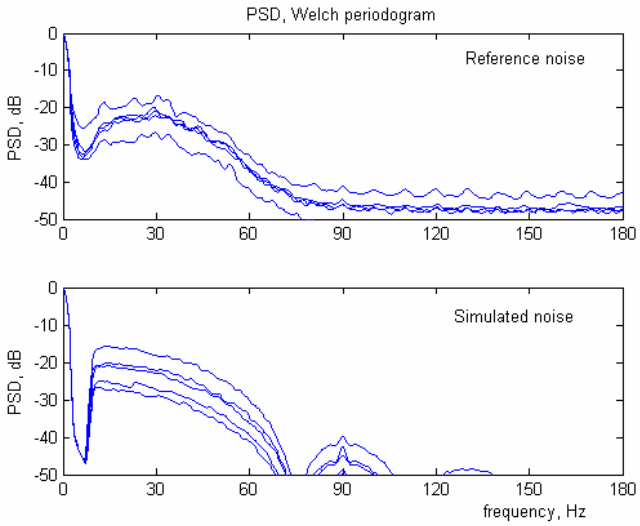


Figure 4: Spectral analysis for five one-minute frames, corresponding to signal 2 from the NSTDB and to simulated noise.

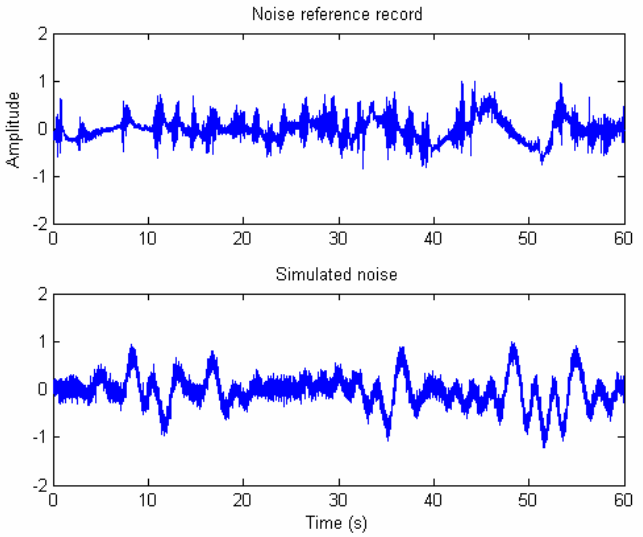


Figure5. Noise waveforms showing a one minute frame from NSTDB and an equal length frame of simulated noise.

Discussion

The contribution sought in this work was a method to simulate physiological noise. The use so far of simplified noise models, mostly stationary white Gaussian noise, when testing algorithms for biological signal processing, tends to produce excessively optimistic results. A more realistic noise model has the advantage that when applied to test filtering, detection

and other algorithms, the simulation results will be closer to what would be obtained with actual physiological noise, thus increasing their validity.

With the method introduced here, some important statistical and spectral characteristics of the real-world physiological noise were preserved in the simulated noise, such as non-stationarity, kurtosis and spectral shape. Possible improvements can be made based on a deeper analysis of the non-stationarity of the reference record. This could lead to non uniform interval lengths with an even more realistic noise simulation.

Another issue for future work is the implementation and testing of the spatial filtering for several noise channels, a situation that occurs in many practical applications

Finally, we point out that in this work no attempt was made to optimize the computational burden associated to the physiological noise simulation algorithm. An efficient programming to minimize the computation time is strongly recommended.

Conclusion

A methodology to simulate physiological noise was developed and experimentally tested, showing its usefulness to perform a realistic simulation of physiological noise. A typical situation that could claim for this methodology could be the realization of Monte Carlo simulations to test signal processing algorithms.

References

[1] Börjesson, P.O., Pahlm, O., Sörnmo, L., Nygårds, M.E., "Adaptive QRS detection based on MAP estimation", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. BME-29, pp. 341-351, May 1982.

[2] Sörnmo, L. and Atarius, R., "Effects of noise in maximum likelihood analysis of late potentials", J. Electrocardiol., Vol. 28 (suppl), pp. 18-22, 1995.

[3] Atarius, R. and Sörnmo**,** L., "Maximum likelihood analysis of cardiac late potentials", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. BME-43, pp. 60-68, 1996.

[4] R. Atarius, L. Sörnmo, "Detection of cardiac late potentials in nonstationary noise", Medical Engineering & Physics, Vol. 19, pp. 291-298, 1997.

[5] Taboada-Crispí, J. V. Lorenzo-Ginori and D. F. Lovely, "Adaptive line enhancement plus modified signal averaging for ventricular late potentials detection", Electronics Letters, vol. 35, no. 6, pp. 1293-1295, 1999.

[6] Olmos, S., Sörnmo, L., Laguna, P., "Block adaptive filters with deterministic reference inputs for event-related signals: BLMS and BRLS," IEEE Transactions on Signal Processing, Vol 50., pp. 1102-1112, 2002.

[7] Sörnmo, L., "Vectorcardiographic loop alignment and morphologic beat-to-beat variability", *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol. BME-45, pp. 1401-1413, 1998.

[8] Martínez, J.P. and Olmos, S., "A robust T wave alternans Detector Based on the GLRT for Laplacian noise distribution", IEEE Computers in Cardiology 2002, vol. 29, pp. 677-680. 2002.

[9] Martínez, J.P. and Olmos, S., "Detection of T wave alternans in non-stationary noise. A GLRT approach", IEEE Computers in Cardiology 2003.

[10] Goldberger AL, Amaral LAN, et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals, Circulation 101(23):e215-e220.

[11] Bendat, J.S., Persol, A.G., Random Data - Analysis and Measurement Procedures (2nd Ed.), NY, USA: John Wiley & Sons, 1986.

[12] Oppenheim, V. Schafer, R.W., Buck, J.R., Discrete time signal processing (2nd. Ed.), NJ, USA: Prentice-Hall, 1999.

[13] Boashash, "Time-frequency signal analysis," in Advances in spectrum analysis and array processing, vol. 1, ch. 9, S. Haykin, Ed. New Jersey, USA: Prentice-Hall, 1991, pp. 418-517.

PASSAGEM DO ERITRÓCITO POR UM PORO ELÍPTICO CURTO

J. J. Rossetto

Universidade Federal do Paraná/Departamento de Matemática, Curitiba, Brasil

e-mail: jjross@mat.ufpr.br

Abstract: An analysis of the erythrocyte passage through elliptic profile pores is presented. Expressions relating erythrocyte membrane surface area and volume with the elements that define the pore geometric profile which the cell is able to traverse are deduced. Comparisons between two kinds of elliptical pores for specification of mechanical filters for erythrocyte selection which are useful for interpretation of the erythrocyte filtration phenomena in the spleen are related.
***Palavras-chaves*: eritrócitos, poros elípticos, filtros mecânicos.**

Introdução

A forma física que o eritrócito assume ao atravessar poros do sistema reticuloendotelial (em particular, o baço - caracterizado como um órgão de filtração mecânica) introduz novos problemas em Bioengenharia. Com análises físicas e matemáticas podem-se deduzir modelos analíticos relacionando o volume e a área da superfície da membrana com os elementos que definem os poros através dos quais a célula é capaz de transpor.

Recentemente foram desenvolvidos modelos analíticos para descrever a passagem do eritrócito humano: (1) através de um poro cilíndrico (curto e/ou longo) [1]; (2) através de dois poros cilíndricos (curtos e/ou longos) [2]; através de um número qualquer de poros cilíndricos curtos [3]; (3) através de poros hiperbólicos curtos [4] ou, mais geralmente, através de poros curtos de perfil cônico [5].

A análise de micrografias eletrônicas, em que se observam glóbulos vermelhos atravessando a parede do seio esplênico (por exemplo, ver [6]), motivou a consideração do perfil geométrico destes poros [1-5]. Uma ilustração típica destes canais está esboçada na Figura 1.a (para um poro elíptico "invertido"). O canal cilíndrico pode ser considerado como um caso particular de qualquer canal cônico quando se reduz a curva cônica a uma reta.

De qualquer maneira, a determinação do perfil geométrico não é uma tarefa simples, pois o corte histológico não necessariamente ocorre perpendicular ao poro e, de fato, não existe na literatura um trabalho consistente nessa linha de investigação. Além disso, sabe-se que o papel de captura dos eritrócitos é realizado essencialmente pelos cordões de Billroth [7]. Sendo estes cordões uma malha de células e fibras reticulares semelhantes a cavidades esponjosas que envolvem os seios esplênicos na polpa vermelha do baço (ver micrografias eletrônicas [8]), as aberturas pelas quais os eritrócitos são forçados a ultrapassar são espaços cavernosos que podem ter um perfil geométrico de acordo com a Figura 1.(b) – canal elíptico com ramo de elipse geradora "invertida" em relação ao canal elíptico da Figura 1.(a) .

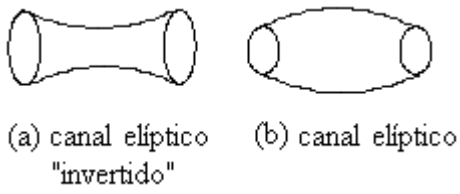


Figura 1: Ilustração de dois perfis geométricos para poros elípticos

Assim, analisar-se-á a passagem do eritrócito através de poros de perfil elíptico (canais que são elipsóides de revolução) com perfil geométrico que se aproxima da Figura 1.(b). Derivam-se fórmulas envolvendo a área de superfície da membrana e o volume do eritrócito, com os elementos geométricos que definem o poro: parâmetros que definem a abertura do poro (ou, parâmetros que definem a abertura da elipse geradora do canal), abertura interna máxima (raio) e o comprimento do canal. Prova-se que o caso elíptico generaliza o caso cilíndrico e apresentam-se comparações pertinentes a respeito da travessia do eritrócito. Indicam-se características de filtros mecânicos artificiais constituídos de poros elípticos para a seleção de eritrócitos (por exemplo, de acordo com a sua idade). Comparam-se os resultados obtidos com aqueles obtidos para poros curtos de perfil geométrico elíptico "invertido", discutindo-se resultados contra-intuitivos na tentativa de contribuir para a descrição do fenômeno de captura mecânica de eritrócitos no baço.

Metodologia

Em repouso, em um corte de perfil, o eritrócito humano maduro, se apresenta em forma de disco bicôncavo (Figura 2). A Tabela 1 exibe valores médios

da área da membrana e volume celular para eritrócitos jovens, típicos e senis (idosos) no adulto [9].

A deformação do eritrócito é devida ao excesso de membrana em relação ao seu volume (quando comparado a uma esfera de igual volume). Estudos demonstraram que para um material elástico bi-dimensional, incompressível, tal como a membrana do eritrócito, a deformação sempre consiste de uma ou mais dentre três tipos fundamentais de deformações independentes [10-11]: (1) dilatação uniforme da membrana resultante de uma tensão isotrópica com módulo médio de 0,4 N/m, demonstrando uma forte resistência para a dilatação de área; (2) extensão da membrana sem aumentar a área com módulo médio de 6-9 μN/m, demonstrando pequena resistência à deformação para área constante; (3) dobramento da membrana com módulo médio de 2.10^{-19} N/m, demonstrando uma pequena resistência ao dobramento da membrana.

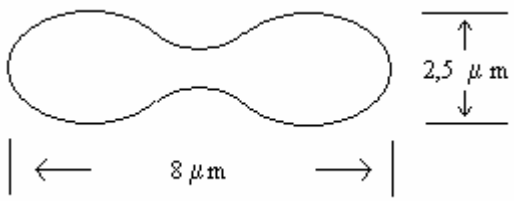


Figura 2: Ilustração de um eritrócito em repouso (em um corte de perfil)

Tabela 1: Área da membrana e volume do eritrócito maduro em três estágios do seu desenvolvimento [8]

Estágio da vida	Área (μm^2)	Volume (μm^3)
Jovem	148	98,1
Típico	134	89,8
Idoso	118	78

Como o citoplasma é um líquido newtoniano tendo em concentração fisiológica uma viscosidade relativamente baixa e que a membrana se comporta como uma solução viscoelástica bidimensional, a capacidade do eritrócito em assumir um determinado formato depende essencialmente do excesso de área de superfície da membrana em relação ao volume, pois a área e o volume são constantes.

Com respeito às considerações acima, infere-se que o eritrócito pode ser modelado como um invólucro maleável não preenchido totalmente (caso fosse preenchido completamente assumiria o formato esférico) de volume constante envolvido por uma membrana de área da superfície constante com alta deformabilidade. Assim, na passagem por um poro elíptico curto o eritrócito assumirá na oclusão um formato de halter assimétrico (Figura 3), no caso a figura geométrica que apresenta a menor área de superfície para um dado volume, pois, o eritrócito preencherá o canal elíptico e dos lados de fora do poro atingirá formatos esféricos já que existe espaço livre suficiente.

Sem perda de generalidade considera-se um poro obtido pela rotação em torno do eixo *x*, de um ramo finito positivo de uma elipse de equação $y = f(x) = \frac{r}{b}\sqrt{b^2 - x^2}$. A elipse é definida pelos seus elementos principais *r* (eixo menor), *b* (eixo maior) e *c* tal que $b^2 = r^2 + c^2$ (Figura 3). O poro elíptico obtido, denotado por *E*, de raio *r* (maior abertura interna) e comprimento *L* é ilustrado em um corte de perfil na Figura 3, juntamente com o formato de halter assimétrico assumido pelo eritrócito na oclusão. Portanto o eritrócito é constituído de duas esferas e um elipsóide de revolução, subtraídas as calotas esféricas penetradas no canal elíptico.

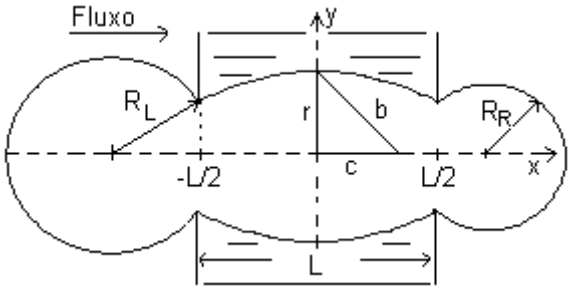


Figura 3: Ilustração de um eritrócito ocluindo (R_L>R_R) um poro elíptico curto

Sejam h_L e h_R as alturas das esferas penetradas no canal do lado esquerdo e direito e, R_L e R_R os correspondentes raios das esferas. Tem-se que a área de superfície *A* e o volume *V* são dados por:

$$A = A_E + 4\pi R_L^2 - 2\pi R_L h_L + 4\pi R_R^2 - 2\pi R_R h_R \quad (1)$$

$$V = V_E + \frac{4}{3}\pi R_L^3 - \frac{1}{3}\pi h_L^2(3R_L - h_L) + \frac{4}{3}\pi R_R^3 - \frac{1}{3}\pi h_R^2(3R_R - h_R) \quad (2)$$

onde A_E e V_E são, respectivamente, a área lateral e o volume do poro elíptico. Por integração (de *–L/2* à *L/2)*, obtém-se:

$$A_E = \frac{\pi r L}{2b^2}\sqrt{4b^4 + (r^2 - b^2)L^2} + \frac{2\pi r b^2}{\sqrt{b^2 - r^2}}\arctan\left(\frac{L\sqrt{b^2 - r^2}}{\sqrt{4b^4 + (r^2 - b^2)L^2}}\right) \quad (3)$$

$$V_E = \pi r^2 L - \frac{\pi r^2 L^3}{12b^2} \quad (4)$$

Dos triângulos retângulos que se destacam na Figura 3, de lados ($R_{L,R}$, $f(\pm L/2) = K_{r,L}$, $R_{L,R} - h_{L,R}$), tiram-se as relações trigonométricas: $R_L = \frac{K_{r,L}^2 + h_L^2}{2h_L}$,

$R_R = \dfrac{K_{r,L}^2 + h_R^2}{2h_R}$, onde $K_{r,L} = \dfrac{r}{2b}\sqrt{4b^2 - L^2}$.

Substituindo estas relações em (1) e (2), obtém-se:

$$A = A_E + \pi K_{r,L}^2 \left(\frac{K_{r,L}^2}{h_L^2} + \frac{K_{r,L}^2}{h_R^2} + 2 \right) \quad (5)$$

$$V = V_E + \frac{\pi K_{r,L}^4}{6} \left(\frac{K_{r,L}^2 + 3h_L^2}{h_L^3} + \frac{K_{r,L}^2 + 3h_R^2}{h_R^3} \right) \quad (6)$$

Observando-se que A, V, A_E e V_E são independentes de h_L e h_R, derivando-se h_L em relação à h_R em ambas as equações (5) e (6) com r e L constantes, após cálculos e simplificações, igualando estas derivadas encontra-se a condição de contorno $h_L = h_R = h$, que é justamente a condição de simetria esférica dos lados de fora do poro (equivalente à $R_L = R_R$), necessária e suficiente para o eritrócito transpor o poro. Substituindo essa condição de contorno (com $h < K_{r,L} \rightarrow$ condição de poro curto) nas equações (5) e (6), após cálculos e eliminação da variável h tem-se:

$$\sqrt{\frac{A}{K_1} - \frac{A_E}{K_1} - 1} = \sqrt[3]{\frac{3V}{K_2} - \frac{3A}{K_1} + \frac{3A_E}{K_1} - \frac{3V_E}{K_2} + 2} + 1 \quad (7)$$

onde $K_1 = 2\pi K_{r,L}^2$ e $K_2 = \pi K_{r,L}^3$. Esta equação relacionando mutuamente o raio r e o comprimento L do poro elíptico com as constantes A e V do eritrócito e a abertura b da elipse representa o modelo analítico para a travessia ou não do eritrócito por um poro curto elíptico na situação limite de simetria esférica.

Resultados

Tomando-se o limite quando $b \rightarrow \infty$ em (7), obtém-se exatamente a equação obtida para o caso de um poro cilíndrico curto [1]. Considerar o valor de b suficientemente grande (na Figura 3) significa reduzir o ramo finito da elipse a um segmento de reta, e, conseqüentemente a redução do poro elíptico a um poro cilíndrico. Portanto (7) engloba o caso cilíndrico.

Apesar de implícita, (7) apresenta uma única solução de L em função de r. Assim, é possível determinar as curvas limite de passagem (curvas geradas por (7)) variando-se o valor do parâmetro b. Resolvendo-se (7) para um eritrócito típico (Tabela 1) e para três valores de b, obtém-se as curvas limite de passagem ilustradas na Figura 4, a qual inclui também a curva limite do caso cilíndrico.

Verifica-se que para b = 20 μm, em que a abertura da elipse é tal que o canal elíptico é quase um canal cilíndrico, a curva limite correspondente praticamente sobrepõe a curva limite do caso cilíndrico, comprovando a generalização. Decorre também disso, que as curvas limite do caso elíptico (em forma de "U" como no caso cilíndrico) são tais que para valores sob a curva e externamente a ela (no quadrante positivo) o eritrócito transpõe o poro e para valores internamente a curva o eritrócito não transpõe o poro (como já ocorria para o caso de um só poro cilíndrico curto [1]).

À medida que o valor de b diminui observa-se que existe um ponto r_0 de intersecção entre as curvas tal que à esquerda de r_0, a faixa de passagem do eritrócito fica mais relaxada (aumenta o número de pares (r, L) para os quais o eritrócito transpõe o poro), enquanto que à direita de r_0, a faixa de passagem é mais restrita. E, a mesma propriedade se verifica na comparação entre as curvas do caso elíptico.

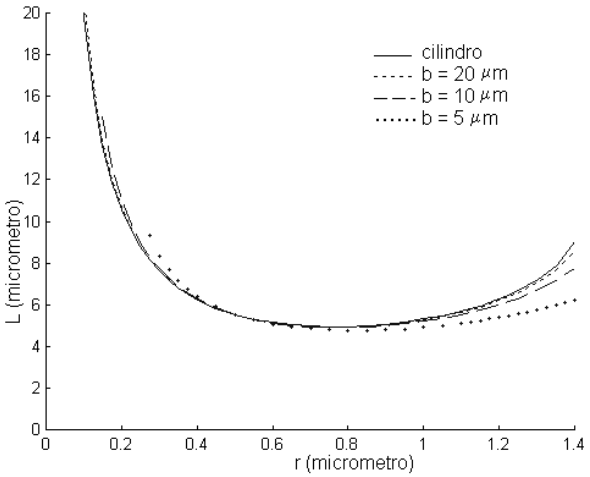


Figura 4: Curvas limite de passagem de um eritrócito típico por um poro cilíndrico curto e por três poros elípticos curtos

Na Figura 5 ilustram-se as curvas limite de passagem por um poro elíptico curto com b = 10 μm para os três tipos de eritrócitos (jovem, típico e idoso).

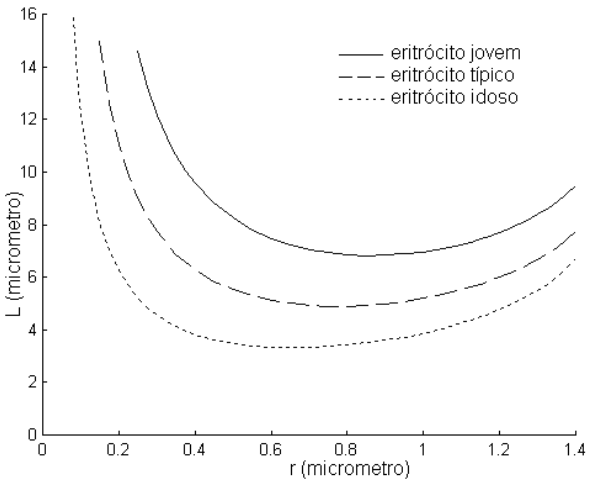


Figura 5: Curvas limite de passagem para três tipos eritrócitos por um poro elíptico curto com b = 10 μm

Observa-se que quanto mais velho o eritrócito, mais restrita é sua faixa de passagem. Assim, tomando-se, por exemplo, um filtro artificial constituído de um poro elíptico curto, com dimensões r = 0,25 μm e L = 7 μm, observa-se que ambos os eritrócitos do tipo jovem e

típico transpõem o poro, enquanto o eritrócito idoso deixa de transpor o poro (este seria capturado pelo filtro). E, a mesma aplicação poderia ser feita com eritrócitos que apresentassem alterações morfológicas causadas por patologias (por exemplo, em diversos tipos de anemia) em que a área da superfície da membrana e/ou o volume do eritrócito se apresentam alterados em comparação ao eritrócito normal.

Discussão

O eritrócito na passagem pelo baço enfrenta testes de captura mecânica tanto na passagem pelos cordões de Billroth, quanto no cruzamento pelas fendas abertas entre as células endoteliais nas paredes dos seios esplênicos. No segundo caso a literatura é taxativa apenas quanto à abertura do poro ter diâmetro de até 0,5 μm e a análise de micrografias de cortes histológicos indica que essa passagem é por um só poro [12]. Logo, para um poro dentro deste limite de abertura, o perfil elíptico aqui apresentado relaxa mais a passagem da célula (para o comprimento *L*) quando comparado com um poro cilíndrico de igual abertura (raio) (Figura 6).

Para poros curtos de perfil elíptico "invertido" ocorre o contrário: a faixa de passagem é mais restrita à esquerda do ponto de intersecção das curvas e mais relaxada à direita [5]. Então, para $r < 0{,}25$ μm, os resultados são contra-intuitivos, pois o canal elíptico "invertido" é mais aberto em comparação ao canal elíptico aqui apresentado.

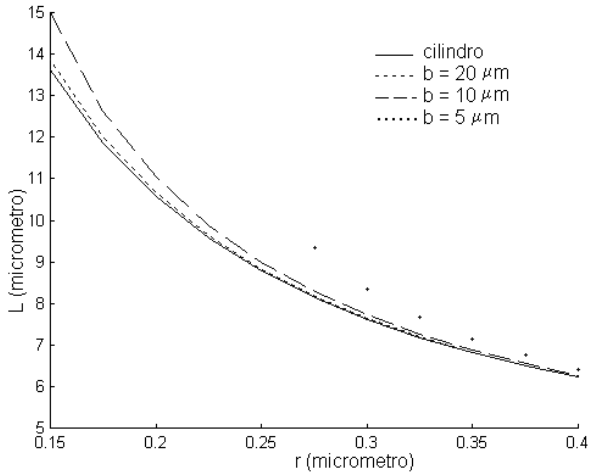


Figura 6: Curvas limite de passagem de um eritrócito típico por um poro cilíndrico curto e por três poros elípticos curtos ($0.15 < r \leq 0.4$ μm e $5 < L \leq 15$ μm)

Para as curvas limite de passagem com os três tipos eritrócitos a propriedade estabelecida (de que quanto mais velho o eritrócito, mais restrita é sua faixa de passagem) é a mesma para os dois tipos de poros elípticos.

Concluindo, espera-se esta análise da passagem do eritrócito por um poro elíptico, possa futuramente contribuir para uma melhor formulação do modelo de do sistema de captura mecânica de eritrócitos no baço, particularmente nos cordões de Billroth, onde o perfil geométrico dos poros pode ser um caso real de canal elíptico curto.

Referências

[1] ABATTI, P. J. "Determination of the Red Blood Cell Ability to Traverse Cylindrical Pores", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 44:209-212, 1997.

[2] ROSSETTO, J. J., ABATTI, P. J. "Determinação da habilidade da célula vermelha do sangue para transpor dois poros cilíndricos", *Bioingeniería y Física Médica Cubana*, 2(**2**): 25-35, 2002.

[3] ROSSETTO, J. J., ABATTI, P. J. "Análise da passagem da célula vermelha do sangue através de poros cilíndricos", *Tendências em Matemática Aplicada e Computacional*, 3(**1**): 193-202, 2002.

[4] ROSSETTO, J. J., ABATTI, P. J. 'Análise da passagem da célula vermelha do sangue através de um poro hiperbólico curto', *Proc. XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, São José dos Campos, Brasil, 2002, pp. 149-153, 2002.

[5] ROSSETTO, J. J. *Tese de Doutorado: Análise de modelos de filtros mecânicos para eritrócitos*, Curitiba: CEFET-PR, 2003.

[6] KLAUSNER, M. A. et al. "Contrasting splenic mechanisms in the blood clearance of red blood cells and colloidal particles", *Blood*, 46:965, 1975.

[7] WINTROBE, M. M., RICHARD L. G., BOGGS, D. R. *Hematologia Clínica*, (9ª ed.), São Paulo: Manole, 1998.

[8] WEISS, L. A. "Scanning electron microscopic study of the spleen". *Blood*, 43:665-691, 1974.

[9] LINDERKAMP, O., MEISELMAN, H. J. "Geometric, osmotic, and membrane mechanical properties of density-separated human red cells", *Blood*, 59:1121, 1982.

[10] EVANS E. A. "Membrane mechanics and cell adhesion", in: SCHID-SCHONBEIN, G. W. (Ed): *Frontiers in Biomechanics*, New York: Springer-Verlag, 3:17, 1986.

[11] HOCHMUT, R. M. "Properties of red blood cells", in SKALAK, R.; CHIEN, S. (Eds): *Handbook of Bioengineering*, New York: McGraw-Hill pp. 12.1:12.17, 1987.

[12] CHEN, L. T., WEISS, L. "The role of the sinus wall in the passage of erythrocytes through the spleen". *Blood*, 41, 1973.

PASSAGEM DO ERITRÓCITO POR UM PORO CURTO DE PERFIL CIRCUNFERENCIAL

J. J. Rossetto*, P. J. Abatti**

* UFPR/Departamento de Matemática, Curitiba, Brasil
** CEFET-PR/CPGEI, Curitiba, Brasil

e-mail: jjross@mat.ufpr.br

Abstract: Expressions relating the erythrocyte membrane surface area and volume with the elements that define the circunferential pore geometric profile which the cell is able to traverse are derived. A generalization for the case of pores with cylindrical geometric profile is obtained. The application of this analytical model to specification of filters for erythrocyte selection according their age as well as other hypotheses about the erythrocyte filtration phenomena in the spleen are discussed.
***Palavras-chaves*: eritrócitos, poro circunferencial, filtros mecânicos.**

Introdução

O eritrócito humano maduro é uma célula cujo citosol é constituído de um líquido, contendo principalmente água, eletrólitos e hemoglobina, sendo livre de núcleo e organelas. Sua membrana tem característica de um líquido bidimensional, podendo assumir em princípio qualquer forma apresentando, porém, alta resistência à dilatação sob tensão isotrópica. Ao longo de sua vida de aproximadamente 120 dias a área de superfície e o volume tendem a diminuir proporcionalmente. No entanto, a área de superfície da membrana e o volume do glóbulo vermelho podem ser considerados constantes por um determinado período de tempo (um dia, por exemplo) [1-2]. Assim, do ponto de vista prático, o eritrócito pode ser considerado um volume constante em forma líquida delimitada por um "líquido bidimensional" com área de superfície constante. A capacidade desta célula se deformar advém do excesso de área de superfície de membrana em relação a seu volume interno quando comparado a uma esfera de igual volume.

A deformabilidade do eritrócito é colocada à prova quando da sua passagem pelos capilares e, principalmente, pelos poros curtos do sistema reticuloendotelial. Os glóbulos vermelhos são forçados a ultrapassar aberturas de vários formatos geométricos encontrados na microcirculação deste sistema, em particular o baço. Isto caracteriza o baço como um órgão de filtração mecânica. De qualquer maneira a forma física que o eritrócito assume ao atravessar estes poros introduz novos problemas em engenharia, onde análises físicas e matemáticas podem ser utilizadas para se derivar fórmulas relacionando o volume e a área da superfície da membrana com os elementos que definem os poros através dos quais a célula é capaz de transpor.

As aberturas pelas quais passam os eritrócitos podem ser canais com perfil topológico cilíndrico (aberturas radiais interendoteliais). A passagem do eritrócito por um poro cilíndrico já foi descrita na literatura [2] e, posteriormente, a discussão foi estendida para um número qualquer de poros cilíndricos [3-4]. Por outro lado, visualizando micrografias eletrônicas, em que se observam glóbulos vermelhos atravessando a parede do seio esplênico (por exemplo, ver [5]), pode-se inferir que os poros não são exatamente cilíndricos (a determinação do perfil geométrico não é uma tarefa simples, pois o corte histológico não necessariamente ocorre perpendicular ao poro). Isto motiva uma investigação da passagem do eritrócito por poros que tenham outro perfil geométrico (por exemplo, poros hiperbólicos [6], ou, mais geralmente, de perfil cônico [7], dentre outros).

Neste trabalho analisar-se-á a passagem do eritrócito através de poros de perfil circunferencial – dir-se-á simplesmente poros circunferenciais (canais que são sólidos de revolução gerados por uma circunferência). Deduzem-se relações e fórmulas envolvendo a área de superfície da membrana e o volume do eritrócito, com os elementos geométricos que definem os poros (parâmetro que define a "abertura" do poro - "inclinação" da circunferência, abertura mínima do poro - raio e o comprimento do canal). Demonstra-se que o caso circunferencial generaliza o caso cilíndrico e apresentam-se comparações entre os dois casos a respeito da travessia do eritrócito. Apontam-se resultados contra-intuitivos do caso circunferencial e indicam-se características de filtros mecânicos artificiais constituídos de poros circunferenciais para a seleção de eritrócitos (por exemplo, de acordo com a sua idade). Finalmente, discutem-se algumas hipóteses para o fenômeno de filtração dos eritrócitos.

Metodologia

O eritrócito humano maduro, em repouso, em um corte de perfil, se apresenta em forma de disco bicôncavo (Figura 1). A Tabela 1 exibe valores médios

da área da membrana e volume celular para eritrócitos jovens, típicos e senis (idosos) no adulto [8].

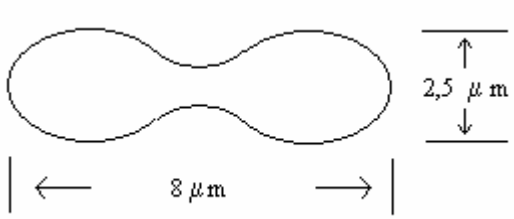


Figura 1: Ilustração de um eritrócito em repouso (em um corte de perfil)

Tabela 1: Área da membrana e volume do eritrócito maduro em três estágios do seu desenvolvimento [8]

Estágio da vida	**Área (μm^2)**	**Volume (μm^3)**
Jovem	148	98,1
Típico	134	89,8
Idoso	118	78

Para o eritrócito normal, o excesso de membrana plasmática em relação ao seu conteúdo permite a deformação da célula sem a necessidade de distender a membrana. Embora a deformação da célula e, conseqüentemente, da membrana seja extremamente complexa, estudos demonstraram que para um material elástico bi-dimensional, incompressível, tal como a membrana da célula vermelha do sangue, a deformação sempre consiste de uma ou mais dentre três tipos fundamentais de deformações independentes [9-10]: (1) dilatação uniforme (expansão) da membrana sem cisalhamento ou dobras resultante de uma tensão isotrópica com módulo médio de 0,4 N/m, demonstrando uma forte resistência para a dilatação de área; (2) extensão (alongamento) da membrana sem aumentar a área com módulo médio de 6-9 μN/m, demonstrando pequena resistência à deformação para área constante; (3) dobramento da membrana (momento de dobramento) com módulo médio de 2.10^{-19} N/m, demonstrando uma pequena resistência ao dobramento da membrana. Assim, como o citoplasma é um líquido newtoniano tendo em concentração fisiológica uma viscosidade relativamente baixa e que a membrana se comporta como uma solução viscoelástica bidimensional, a capacidade do eritrócito em assumir um determinado formato depende essencialmente do excesso de área de superfície da membrana em relação ao volume, pois a área e o volume são constantes.

Com respeito às considerações acima, infere-se que o eritrócito pode ser modelado como um invólucro maleável não preenchido totalmente (caso fosse preenchido completamente assumiria o formato esférico) de volume constante envolvido por uma membrana de área de superfície constante com alta deformabilidade. Assim, na passagem por um poro circunferencial o eritrócito assumirá na oclusão um formato de halter assimétrico (Figura 2), no caso a figura geométrica que apresenta a menor área de superfície para um dado volume pois, o eritrócito preencherá o canal circunferencial e dos lados de fora do poro atingirá formatos esféricos já que existe espaço livre suficiente.

Sem perda de generalidade considera-se um poro obtido pela rotação em torno do eixo *x*, de um ramo finito de uma circunferência dado por $y = f(x) = r + a - \sqrt{a^2 - x^2}$. Este ramo finito de circunferência é obtido pela translação de *r* do ramo: $y = a - \sqrt{a^2 - x^2}$. O vértice é deslocado da origem para (0, *r*), mas sem que *r* seja o "vértice" do ramo de circunferência inicialmente tomado, de modo que este parâmetro não interfira na "inclinação" da circunferência que depende somente do parâmetro *a*. O poro obtido, denotado por *C*, de "raio" *r* (menor abertura) e "comprimento" *L* é ilustrado em um corte de perfil na Figura 2, juntamente com o formato de halter assimétrico assumido pelo eritrócito na oclusão. Portanto o eritrócito é constituído de duas esferas e um sólido circunferencial, subtraídas as calotas esféricas penetradas no canal.

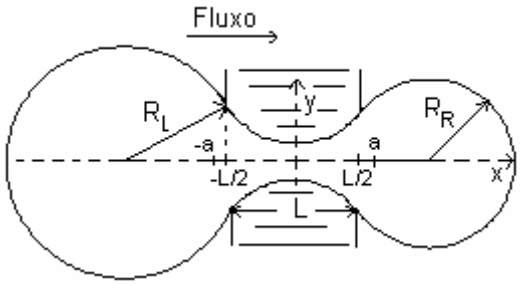


Figura 2: Ilustração de um eritrócito ocluindo (R_L>R_R) um poro curto de perfil circunferencial

Sejam h_L e h_R as alturas das esferas penetradas no canal do lado esquerdo e direito e, R_L e R_R os correspondentes raios das esferas. Tem-se que a área de superfície *A* e o volume *V* são dados por:

$$A = A_C + 4\pi R_L^2 - 2\pi R_L h_L + 4\pi R_R^2 - 2\pi R_R h_R \quad (1)$$

$$V = V_C + \frac{4}{3}\pi R_L^3 - \frac{1}{3}\pi h_L^2(3R_L - h_L) + \frac{4}{3}\pi R_R^3 - \frac{1}{3}\pi h_R^2(3R_R - h_R) \quad (2)$$

onde A_C e V_C são, respectivamente, a área lateral e o volume do poro. Por integração (de *–L/2* à *L/2)*, obtém-se:

$$A_C = -2\pi aL + \pi(r+a)\left[2L + \frac{L^3}{120a^2} + \frac{3L^5}{320a^4}\right] \quad (3)$$

$$V_C = \pi(2a^2 + r^2 + 2ra) - \frac{\pi L^3}{12} - \pi L(r+a)\sqrt{a^2 - \frac{L^2}{4}} - 2\pi a^2(a+r)\arctan(L/(2\sqrt{a - \frac{L^2}{4}})) \quad (4)$$

Dos triângulos retângulos que se destacam na Figura 2, de lados ($R_{L,R}$, $f(\pm L/2) = K_{r,L}$, $R_{L,R} - h_{L,R}$), tiram-se as relações trigonométricas:

$$R_L = \frac{K_{r,L}^2 + h_L^2}{2h_L} \quad (5)$$

$$R_R = \frac{K_{r,L}^2 + h_R^2}{2h_R} \quad (6)$$

onde $K_{r,L} = r + a - \sqrt{a^2 - \frac{L^2}{4}}$ ($L \le 2a$).

Substituindo (5) e (6) em (1) e (2), obtém-se:

$$A = A_C + \pi K_{r,L}^2 \left(\frac{K_{r,L}^2}{h_L^2} + \frac{K_{r,L}^2}{h_R^2} + 2 \right) \quad (7)$$

$$V = V_C + \frac{\pi K_{r,L}^4}{6} \left(\frac{K_{r,L}^2 + 3h_L^2}{h_L^3} + \frac{K_{r,L}^2 + 3h_R^2}{h_R^3} \right) \quad (8)$$

Como A, V, A_C e V_C são independentes de h_L e h_R, derivando-se h_L em relação à h_R em ambas as equações (7) e (8) com r e L constantes, após cálculos e simplificações, igualando estas derivadas encontra-se a condição de contorno $h_L = h_R = h$, que é justamente a condição de simetria esférica dos lados de fora do poro (equivalente à $R_L = R_R$), necessária e suficiente para o eritrócito transpor o poro. Substituindo essa condição de contorno (com $h < K_{r,L} \rightarrow$ condição de poro curto) nas equações (7) e (8), após cálculos e eliminação da variável h tem-se:

$$\sqrt{\frac{A}{K_1} - \frac{A_C}{K_1} - 1} = \sqrt[3]{\frac{3V}{K_2} - \frac{3A}{K_1} + \frac{3A_C}{K_1} - \frac{3V_C}{K_2} + 2} + 1 \quad (9)$$

onde $K_1 = 2\pi K_{r,L}^2$ e $K_2 = \pi K_{r,L}^3$. Esta equação relacionando mutuamente o raio r e o comprimento L do poro circunferencial com as constantes A e V do eritrócito e "inclinação" a da circunferência representa o modelo analítico para a passagem do eritrócito por um poro curto circunferencial na situação limite de simetria esférica.

Resultados

A equação (9) relaciona valores apropriados de r e L (uma vez apresentadas as constantes a, A e V) definindo as dimensões do poro circunferencial para a passagem ou não da célula.

Ressalta-se que, ao se tomar o limite quando $a \rightarrow \infty$ em (9), obtém-se, após simplificações, exatamente a equação obtida para o caso de um poro cilíndrico curto [1]. Considerar o valor de a suficientemente grande (na Figura 2) significa reduzir o ramo finito da circunferência a um segmento de reta, e, conseqüentemente a redução do poro circunferencial a um poro cilíndrico. Portanto (9) engloba o caso cilíndrico.

A equação (9), apesar de implícita, apresenta computacionalmente uma única solução de L em função de r. Pode-se então determinar as curvas limite de passagem (curvas geradas por (9)) variando-se o valor do parâmetro a. Resolvendo-se (9) para um eritrócito típico (Tabela 1) e para três valores de a, obtém-se as curvas limite de passagem ilustradas na Figura 3, a qual inclui também a curva limite do caso cilíndrico.

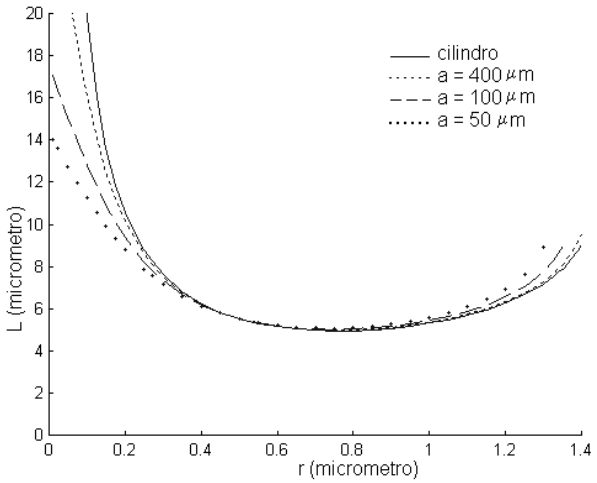


Figura 3: Curvas limite de passagem de um eritrócito típico por um poro cilíndrico curto e por três poros curtos de perfil circunferencial

Observa-se que para a = 400 μm, em que a abertura da circunferência é tal que o canal circunferencial é quase um canal cilíndrico, a curva limite correspondente praticamente sobrepõe a curva limite do caso cilíndrico, comprovando a generalização. Decorre também disso, que as curvas limite do caso circunferencial (em forma de "U" como no caso cilíndrico) são tais que para valores sob a curva e externamente a ela (no quadrante positivo) o eritrócito transpõe o poro e para valores internamente a curva o eritrócito não transpõe o poro (como já ocorria para o caso de um só poro cilíndrico curto [1]).

À medida que o valor de a diminui as curvas limite do caso circunferencial se deslocam para esquerda (em relação à curva limite do caso cilíndrico) e existe um ponto r_0 de intersecção entre as curvas tal que à esquerda de r_0, a faixa de passagem do eritrócito fica mais restrita (diminui o número de pares (r, L) para os quais o eritrócito transpõe o poro), enquanto que à direita de r_0, observa-se o contrário. E, a mesma propriedade se verifica na comparação entre as curvas do caso circunferencial.

A Figura 4 ilustra as curvas limite de passagem por um poro circunferencial curto com a = 100 μm para os três tipos de eritrócitos (jovem, típico e idoso). Verifica-se que quanto mais velho o eritrócito mais restrita é sua faixa de passagem. Assim, tomando-se, por exemplo, um filtro artificial constituído de um poro circunferencial curto, com dimensões r = 0,3 μm e L = 6 μm, observa-se que ambos os eritrócitos do tipo jovem e típico transpõem o poro, enquanto o eritrócito idoso deixa de transpor o poro (este seria capturado pelo filtro). E, a mesma aplicação poderia ser feita com eritrócitos que apresentassem alterações morfológicas

causadas por patologias (por exemplo, em diversos tipos de anemia) em que a área da superfície da membrana e/ou o volume do eritrócito se apresentam alterados em relação aos valores do eritrócito normal.

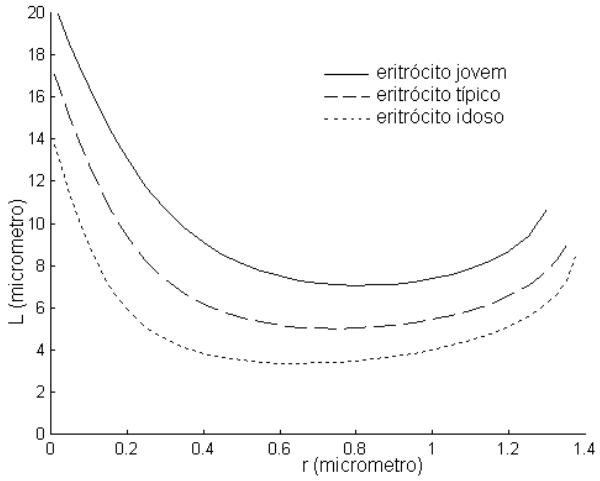


Figura 4: Curvas limite de passagem para os três tipos eritrócitos (Tabela 1) por um poro circunferencial curto com a = 100 μm

Discussão

Para adentrar aos seios esplênicos o eritrócito deve cruzar as fendas abertas entre as células endoteliais e a análise de micrografias de cortes histológicos indica que essa passagem é por um só poro. Porém, não existe um estudo consistente indicando o tipo de perfil destes poros (cilíndrico, cônico ou outro qualquer), se sua secção transversal é ou não circular ou qual é o seu comprimento médio. A literatura é taxativa apenas quanto à abertura do poro ter diâmetro de até 0,5 μm [11]. Assim, a análise apresentada neste trabalho indica que caso o poro possua secção transversal circular o perfil circunferencial restringe mais a passagem da célula quando comparado com um poro cilíndrico de igual abertura (raio) (Figura 3).

Verifica-se também que à medida que o valor de a diminui, (9) não apresenta solução para valores de r nos extremos do domínio $0 < r < 1.4$ μm (domínio de poro curto para o caso cilíndrico), principalmente pelo lado direito, indicando que à medida que a circunferência vai "inclinando" (observa-se que o canal circunferencial vai se abrindo do centro para as extremidades), o domínio vai restringindo devido a condição de poro circunferencial curto: $h < K_{r,L}$.

Quando o parâmetro a é diminuído consideravelmente (por exemplo, para a = 10 μm), quase não existem soluções para (9) e o modelo perde significado físico. Nestes casos, pode-se inferir que a passagem do eritrócito independe do comprimento do poro (L).

Concluindo, embora a construção de filtros artificiais constituídos de poros circunferenciais seja, em princípio, mais complexa que a construção de filtros com canais cilíndricos, espera-se que a análise da passagem apresentada neste trabalho contribua para a elaboração de um modelo mais adequado da passagem do eritrócito através das paredes dos seios esplênicos do baço.

Referências

[1] WINTROBE, M. M., RICHARD L. G., BOGGS, D. R. *Hematologia Clínica*, (9ª ed.), São Paulo: Manole, 1998.

[2] ABATTI, P. J. "Determination of the Red Blood Cell Ability to Traverse Cylindrical Pores", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 44:209-212, 1997.

[3] ROSSETTO, J. J., ABATTI, P. J. "Determinação da habilidade da célula vermelha do sangue para transpor dois poros cilíndricos", *Bioingeniería y Física Médica Cubana*, 2(**2**): 25-35, 2002.

[4] ROSSETTO, J. J., ABATTI, P. J. "Análise da passagem da célula vermelha do sangue através de poros cilíndricos", *Tendências em Matemática Aplicada e Computacional*, 3(**1**): 193-202, 2002.

[5] KLAUSNER, M. A. et al. "Contrasting splenic mechanisms in the blood clearance of red blood cells and colloidal particles", *Blood*, 46:965, 1975.

[6] ROSSETTO, J. J., ABATTI, P. J. 'Análise da passagem da célula vermelha do sangue através de um poro hiperbólico curto', *Proc. XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, São José dos Campos, Brasil, 2002, pp. 149-153, 2002.

[7] ROSSETTO, J. J. *Tese de Doutorado: Análise de modelos de filtros mecânicos para eritrócitos*, Curitiba: CEFET-PR, 2003.

[8] LINDERKAMP, O., MEISELMAN, H. J. "Geometric, osmotic, and membrane mechanical properties of density-separated human red cells", *Blood*, 59:1121, 1982.

[9] EVANS E. A. "Membrane mechanics and cell adhesion", in: SCHID-SCHONBEIN, G. W. (Ed): *Frontiers in Biomechanics*, New York: Springer-Verlag, 3:17, 1986.

[10] HOCHMUT, R. M. "Properties of red blood cells", in SKALAK, R.; CHIEN, S. (Eds): *Handbook of Bioengineering*, New York: McGraw-Hill pp. 12.1:12.17, 1987.

[11] CHEN, L. T., WEISS, L. "The role of the sinus wall in the passage of erythrocytes through the spleen". *Blood*, 41, 1973.

MONITORAÇÃO FÍSICA, QUÍMICA E BIOLÓGICA PARA ESTUFA E AUTOCLAVE EM CONSULTÓRIO ODONTOLÓGICO

D. R. Cardoso e P. M. Gewehr

Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná (CEFET-PR)/Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI), Curitiba-PR, Brasil

cardoso_debora@yahoo.com.br

Abstract: The aim of this study was to evaluate the monitoring methods usually employed in dentistry offices as routine by using physical, chemical and biological indicators with steam and dry heat sterilizations. The research was implemented by means of a diagnostic survey which was answered by dentists along with the visual inspection of fifty dentistry offices in Curitiba city. After data gathering, the questions with the answers were analysed and the results compared with the routines proposed by the Sanitary Authority of Curitiba for dentistry offices. The results have shown that the rules of the Sanitary Authorities for sterilization in dentistry offices are not completely followed.

Palavras Chaves: **monitoração, autoclave, estufa, esterilização, odontologia.**

Introdução

As monitorações física, química e biológica utilizadas em fornos de Pasteur (estufas) e autoclaves servem para se garantir a adequabilidade, segurança e efetividade dos processos de esterilização [1]. Autoclaves e estufas são utilizadas de forma sistemática em consultórios odontológicos para a esterilização de artigos e materiais de uso rotineiro nos procedimentos odontológicos.

O Ministério da Saúde em 1994 editou um manual de Procedimentos de Artigos e Superfícies em Estabelecimentos de Saúde [2]. No manual é especificado que para autoclave e estufa devem ser realizadas as monitorações física, química com fitas termo-sensíveis em cada pacote externamente e, biológica semanal, com o devido registro das mesmas [2].

Por sua vez a Secretaria de Estado da Saúde do PR emitiu em 2001 a resolução 0414/2001 [3], que entrou em vigor após noventa dias da data de publicação. Esta diz que para autoclaves devem ser realizadas: monitoração física; monitoração química com indicador químico externo-fita de papel crepado em todos os pacotes e indicador químico interno-multiparamétrico ou integrador químico, devendo neste caso o mesmo ser colocado a cada ciclo em pelo menos um pacote e; monitoração biológica que deve ser mensal após validação do processo. Todas as monitorações devem ser registradas. Para estufa devem ser realizadas: monitoração física; monitoração química com indicador químico externo-fita de papel crepado colocado externamente em todos os pacotes e indicador químico interno também colocado em todos os pacotes. Todas as monitorações físicas e químicas devem ser registradas [3].

Por outro lado, a Vigilância Sanitária Municipal (VSM) de Curitiba segue o Roteiro de Inspeção de Estabelecimento Odontológico-Versão Técnico (2ª versão) [4]. Para monitoração de autoclave é obrigatório o registro da pressão interna e externa das câmaras, pressão negativa e temperatura a cada ciclo. É obrigatória ainda a identificação visual dos pacotes com fita termo-sensível. É recomendado (não obrigatório) que o teste biológico deve ser mensal após validação do processo. Para estufa é obrigatório o registro da temperatura em todas as esterilizações e a identificação de todas as caixas por meio de fitas termo-sensíveis. É também recomendado o teste biológico mensal após validação do processo [4].

Em linhas gerais, para a autoclave, os testes biológicos são confiáveis, portanto o processo de esterilização tem confiabilidade. Já para a estufa, esta possui diversos pontos críticos e riscos, entre eles pode-se citar a falta de delimitação espacial exata do ponto frio que coloca o processo em risco e a forma de realização do teste biológico, que fornece a possibilidade de resultados falso positivos por contaminação ambiental [1].

Como visto acima, constata-se que há divergências nos procedimentos entre o Ministério da Saúde, Secretaria de Estado da Saúde do Paraná e Vigilância Sanitária Municipal de Curitiba, com relação as recomendações dadas sobre a obrigatoriedade da utilização da monitoração química interna e monitoração biológica. Além disso, estudos mostram que 12% a 33% das estufas e autoclaves usados nos consultórios odontológicos apresentam falhas no processo de esterilização [5].

Assim, mostra-se importante a realização de uma avaliação da monitoração física, química e biológica nos consultórios odontológicos da cidade de Curitiba-PR. Esta pesquisa tem como principal objetivo verificar se os testes recomendados pelos órgãos de

Vigilância Sanitária estão sendo realizados na rotina diária dos processos de esterilização e de forma adequada.

Materiais e Métodos

Monitoração Física: A esterilização por meio da autoclave (vapor saturado sob pressão) utiliza três parâmetros essenciais: tempo, temperatura, pressão e qualidade do vapor para obtenção do resultado [1]. A esterilização por meio de estufa (calor seco) utiliza dois parâmetros essenciais, tempo e temperatura [1]. A monitoração física é feita através da leitura pelo operador dos dispositivos presentes no aparelho que são termômetro e termostato na estufa e monovacuômetro na autoclave [6,7]. Entretanto, esses dispositivos não garantem que o processo de esterilização é eficaz ou não. O parâmetro físico deve ser aferido em todos os ciclos de esterilização e na falha destes dispositivos o aparelho deve ser revisado e o ciclo repetido [8,9,10].

Monitoração Química: É realizada por indicadores químicos para avaliação dos ciclos de esterilização [11]. Para a autoclave e a estufa são utilizados indicadores químicos externos ou de processo, que são fitas adesivas impregnadas com tinta termoquímica para a autoclave e tinta termocrômica para a estufa. Essas fitas mudam de coloração quando expostas à temperatura por tempo suficiente, evidenciando que o artigo em questão foi exposto ao processo de esterilização [1,12]. Para a autoclave se incluem os indicadores multiparamétricos e integradores químicos internos, que certificam que o agente esterilizante penetrou em cada compartimento sob teste [1,12]. Para a estufa é utilizado o indicador químico interno do tipo multiparamétrico, que certifica que o agente esterilizante penetrou no compartimento sob teste [1,12]. Estes indicadores internos comprovam que os parâmetros da esterilização foram atingidos [1,12].

Monitoração Biológica: permite verificar se o produto foi submetido às condições ideais de esterilização [7]. É o único que efetivamente comprova a esterilização [11]. Os indicadores podem ser encontrados sob a forma de tiras impregnadas com esporos ou em ampolas [1,11]. Para autoclave emprega-se *bacillus stearothermophillus*. Este *bacillus* deve ser usado de acordo com o tipo de teste, que pode ser de primeira, segunda ou terceira geração, de acordo com a ordem crescente de velocidade e rapidez dos resultados [1,13]. Após a esterilização, esses indicadores são incubados de acordo com o tipo de teste utilizado. A resposta é dada através da mudança ou não do meio de cultura após o período de incubação. O desempenho esperado é que todos os testes sejam negativos [1,12]. Para a estufa emprega-se o indicador biológico de primeira geração, que consiste de uma fita com esporos *bacillus subtilis*, acondicionada em um envelope de papel. O desempenho esperado é o não crescimento de microorganismos [1,12].

As monitorações física, química e biológica ao serem realizadas devem ser registradas e arquivadas [1,11,13]. O sistema de registro tem por finalidade padronizar os procedimentos de esterilização permitindo a uniformidade, economia e qualidade do serviço [12].

Para a pesquisa diagnóstica desenvolveu-se um questionário composto por 59 questões objetivas sobre as monitorações física, química e biológica. As perguntas foram elaboradas a partir de questões presentes no roteiro de inspeção da Vigilância Sanitária Estadual do Paraná (Resolução 0414/2001) e da Vigilância Municipal da cidade de Curitiba, além de outras referências da literatura [1,12].

A pesquisa foi realizada em 50 consultórios e clínicas odontológicas de Curitiba-PR, no período de outubro de 2003 a fevereiro de 2004. Para se obter uma melhor distribuição dos dados, além do centro de Curitiba selecionaram-se aleatoriamente 15 bairros. O questionário foi respondido pelo cirurgião-dentista ou outra pessoa responsável pelo processo de esterilização. Foram também realizadas visitas nos consultórios selecionados, onde a própria autora realizou as perguntas da pesquisa e inspecionou as condições dos consultórios e utilização dos equipamentos.

Resultados

Dos 50 locais pesquisados, 78% (39) são consultórios e 22% (11) são clínicas. Destes, 88% (44) possuem Licença Sanitária, 4% (2) não possuem e 8% (4) não souberam responder. Foram relacionadas na pesquisa 22 estufas e 43 autoclaves. Com relação a manutenção preventiva dos equipamentos, constatou-se que em 50 % dos locais se realiza e em 50% não se realiza.

Os resultados obtidos da análise da avaliação das monitorações física, química e biológica são apresentados nas tabelas numeradas de 1 a 6. A Tabela 1 apresenta a monitoração física para estufa com 3 itens avaliados. A Tabela 2 mostra a monitoração física para autoclave com 2 itens avaliados. A Tabela 3 apresenta a monitoração química para estufa com os itens relacionados ao indicador químico de processo e tira indicadora interna multiparamétrica. A Tabela 4 mostra a monitoração química para autoclave com os itens: indicador químico de processo, tira química interna multiparamétrica de temperatura específica e integrador químico de uso interno. A Tabela 5 mostra a monitoração biológica para estufa e a Tabela 6 a monitoração biológica para autoclave com os itens indicador de primeira, segunda e terceira geração.

Observando-se a Tabela 1, em 100% (22) das estufas é utilizado o termostato e em 72,7% (16) é utilizado o termômetro acessório. Na Tabela 2, em 67,4% (29) das autoclaves se utiliza o monovacuômetro.

Na Tabela 3, para 63,6% (14) das estufas se usa indicador químico de processo e para 100% (22) delas

não se usa tira indicadora interna multiparamétrica. Na Tabela 4, para 86% (37) das autoclaves se usa indicador químico de processo, 100% (43) delas não usa tira indicadora química interna multiparamétrica, 100% (43) não usa indicador químico interno multiparamétrico de temperatura específica e 100% (43) não usa integrador químico de uso interno.

Tabela 1: Monitoração Física para Estufa (n=22)

Item	Sim	Não	Não sei
Observa termostato	100%	0%	0%
Usa termômetro acessório	72,7%	22,7%	4,6%
Faz o registro a cada ciclo	0%	100%	0%

Tabela 2: Monitoração Física para Autoclave (n=43)

Item	Sim	Não	Não sei
Observa o manovacuômetro	67,4%	32,6%	0%
Faz o registro a cada ciclo	0%	100%	0%

Tabela 3: Monitoração Química para Estufa (n=22)

Item	Sim	Não	Não sei
Usa indicador químico de processo	63,6%	36,4%	0%
O indicador é colocado em todos os pacotes	54,5%	45,5%	0%
Usa tira indicadora interna multiparamétrica	0%	100%	0%
Faz registro da monitoração a cada ciclo	0%	100%	0%

Tabela 4: Monitoração Química para Autoclave (n=43)

Item	Sim	Não	Não sei
Usa indicador químico de processo	86%	14%	0%
O indicador é colocado em todos os pacotes	67,4%	32,6%	0%
Usa tira indicadora química interna multiparamétrica	0%	100%	0%
Usa indicador químico interno multiparamétrico de temperatura específica	0%	100%	0%
Usa o integrador químico de uso interno	0%	100%	0%
Faz registro de monitoração a cada ciclo	0%	100%	0%

Na Tabela 5, para 86,4% (19) das estufas não se usa indicador biológico. Na Tabela 6, para 97,7% (42) das autoclaves não se usa indicador biológico de terceira geração.

Tabela 5: Monitoração Biológica para Estufa (n=22)

Item	Sim	Não	Não sei
Usa indicador biológico	9,1%	86,4%	4,5%
Utiliza com que freqüência (para 9,1%)	0%	0%	100%
Faz registro dos testes	0%	100%	0%

Tabela 6: Monitoração Biológica para Autoclave (n=43)

Item	Sim	Não	Não sei
Usa indicador biológico de 1ª geração	0%	100%	0%
Usa indicador biológico de 2ª geração	0%	100%	0%
Usa indicador biológico de 3ª geração	2,3%	97,7%	0%
Utiliza com que freqüência	100% mensal	0%	0%
Faz registro dos testes	2,3%	97,7%	0%

Discussão

Com base nas recomendações da Vigilância Sanitária Municipal de Curitiba-PR, observou-se através dos resultados obtidos que apesar de serem informados da necessidade da manutenção preventiva dos equipamentos de estufas e autoclaves, somente 50% dos dentistas o fazem.

Considerando que a Vigilância Sanitária Municipal orienta os cirurgiões-dentistas com relação às monitorações, observa-se através dos dados das tabelas, que as mesmas não estão sendo realizadas na rotina diária de esterilização. As Tabelas 1 e 2 mostram que para estufa e autoclave, em 100% dos casos (65) não se faz o registro a cada ciclo da monitoração, mesmo sendo esta obrigatória pela VSM. Considerando estufas (Tabela 3), o uso do indicador químico de processo é obrigatório e o uso da tira indicadora interna multiparamétrica não é obrigatório pela VSM. Já para autoclave (Tabela 4), o uso do indicador químico de processo também é obrigatório. A identificação com indicador químico de processo é obrigatório para todas as embalagens, mas o seu registro não é obrigatório. Para a tira indicadora química interna multiparamétrica, indicador químico interno multiparamétrico de temperatura específica e o integrador químico de uso interno, os seus usos não são obrigatórios. Para monitoração biológica (Tabelas 5 e 6), o uso de indicador biológico para estufa e autoclave é somente recomendado pela VSM.

Como já observado, a monitoração química interna dá confiabilidade ao processo de esterilização e a monitoração biológica comprova a eliminação dos agentes contaminantes. Embora se saiba da importância dessas monitorações, a VSM não obriga o seu uso, inclusive constatando-se na prática esse fato pelas Tabelas 3, 4, 5 e 6. Ressalta-se que essas monitorações são consideradas obrigatórias pelo Ministério da Saúde e somente através da realização da monitoração biológica pode ser comprovada a esterilização, aceitando-se que um artigo está estéril quando a probabilidade de sobrevivência dos microorganismos contaminantes for menor que um por um milhão [14].

Conclusão

Os resultados apresentados mostraram que as obrigações e recomendações estabelecidas pela Vigilância Sanitária Municipal de Curitiba no que se refere as monitorações física, química e biológica para o controle da esterilização de estufas e autoclaves não estão sendo cumpridas na sua totalidade. A não utilização do indicador biológico pode significar um perigo à saúde pública do país. A falta de uma política homogênea por parte das autoridades a nível federal, estadual e municipal provoca uma certa confusão do que deve realmente ser considerado para as monitorações em termos práticos.

Em conclusão, constatou-se que estão ocorrendo falhas no processo de monitorização da esterilização de estufas e autoclaves, o que coloca em dúvida o controle das esterilizações de artigos em clínicas odontológicas. Assim, é urgente o estabelecimento e a fiscalização de uma rotina de monitoração confiável para estufas e autoclaves, sob pena de doenças infecciosas e potencialmente perigosas estarem sendo difundidas nas clínicas odontológicas.

Referências

[1] CUNHA, A. F., *Guia elaborado por enfermeiros brasileiros,* Campinas: Komedi, 2000.

[2] BRASIL. Ministério da Saúde. Coordenação de controle de infecção hospitalar, *Processamento de Artigos e Superfícies em Estabelecimento de Saúde***,** Brasília, 1994.

[3] PARANÁ. Secretaria de Estado da Saúde, *Resolução n°0414/2001*, Curtiba, 2001.

[4] CURITIBA. Secretaria Municipal da Saúde, *Roteiro de Inspeção de Estabelecimento Odontológico (Anexo III). Versão Técnico. 2° versão,* Curitiba, 1997.

[5] FEILD, E. D., "Time, steam, temperature (TST) control indicators to measure essential sterilization criteria for autoclaves in general dental practice and the community dental service". *Br. Dent. J.* 164**(4):** 183, 1988.

[6] DONATELLI, P. J. L., *Manual de Biossegurança para Odontologia.* Campo Mourão: Cristófoli Biossegurança, 2003.

[7] AAMI. Good Hospital Pratice*, Steam sterilization and sterility assurance*. Arlinton: Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 1994.

[8] FERREIRA, R. A., "Barrando o invisível". *Rev da APCD* 49(**6**): 417-27, 1995.

[9] GRIST, N. R., *Manual de Biossegurança para Laboratório*. S. Paulo: Ed. Santos, 1995.

[10] MARTIN, M. V., *Infection control in the dental enveroment*, London: Martin Dunitz, 1991.

[11] BRASIL. Ministério da Saúde, *Manual de controle da infecção hospitalar*, Brasília, 1985.

[12] PEDROSO, H. L., *Recomendações Práticas de Biossegurança e Esterilização em Odontologia,* Campinas: Komedi, 2004.

[13] RUTALA W. A., SHAFER K. M., "General information on cleaning, desinfection, and sterilization", in APIC*: Association for professionals in infection control and epidemiology: principles and practice*. Sant Louis: Mosby, pp. 1-17, 1996.

[14] MOURA, M. L. P. A., *Estudo da eficácia do Método de Esterilização pelo Calor Seco, usando o Forno de Pasteur- Estufa.* Tese de Livre Docência- Fundação Universidade do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 1990.

ESTIMULADOR NEUROMUSCULAR FUNCIONAL DE 16 CANAIS MICROCONTROLADO E PORTÁTIL

U. C. Faria[*]; A. A. Carvalho[**]; E. H. Nitatori

Departamento de Engenharia Elétrica de Ilha Solteira – UNESP
Caixa Postal 31, -15385-000 - Ilha Solteira (SP) – Brasil

e-mail[*]: uender@dee.feis.unesp.br; e-mail[**]: aac@dee.feis.unesp.br

Abstract: We have developed a portable neuromuscular stimulator system implemented with microcontrollers. The waveforms parameters can be controlled by LabVIEW software in a microcomputer. Parameter changes in one channel do not affect the waveform in any other channel. The output circuit is a current source of 20 mA with maximal load impedance of 1.6 kW. The output signal is PWM (Pulse Width Modulation), biphasic, and the frequency range is from 1.5 Hz to 20 kHz. The minimal pulse width is 10 ms and the minimal interphase interval is 10 ms. All waveform parameters can be modified with increment of 10 ms in the range from 10 ms to 2.5 ms.

***Palavras-chaves*:** estimulador, reabilitação, marcha, neuromuscular.

Introdução

A lesão da medula espinhal pode ocorrer por diferentes etiologias como acidentes de trânsito, quedas, mergulho em águas rasas, armas de fogo ou branca, e está entre as causas mais comuns dos chamados traumas raquimedulares. Tumores e degenerações medulares são patologias que levam a lesões medulares muitas vezes progressivas.

A lesão medular pode ser devastadora para uma pessoa. Durante o tempo de recuperação no hospital seu estado é traumático. Suas perspectivas de vida são totalmente alteradas, uma vez que várias partes de seu corpo estão paralisadas e passará o resto de sua vida confinado a uma cadeira de rodas.

Há 40 anos atrás as expectativas de vida de um paciente com lesão medular era de 5 anos. A maioria dos pacientes morria neste período de problemas nos rins. Hoje em dia a expectativa de vida é relativamente normal. Uma pessoa jovem (13 e 30 anos), que sofre uma lesão na medula, possui atualmente uma expectativa de vida em torno de 50 anos [1].

Após a lesão medular, os músculos degradam rapidamente, principalmente os músculos grandes da coxa. Uma das conseqüências da degradação muscular é que as atividades do coração e do pulmão são reduzidas, com o conseqüente comprometimento das condições gerais de saúde.

Alguns pacientes que perderam as funções motoras, mas que apresentam os nervos periféricos intactos, têm grandes chances de recuperar os movimentos perdidos através da Estimulação Neuromuscular Funcional (EENM).

Um dos objetivos, quando se aplica EENM em pacientes com lesões medulares, é se obter ortostatismo e marcha, pois contribuem para a melhoria da qualidade de vida tanto a nível funcional como fisiológico. Através de EENM pode-se auxiliar o sistema circulatório, aumentando a circulação de sangue no membro paralisado e contendo a distrofia muscular [1].

Atualmente existem dois métodos para se aplicar a EENM: mediante estimuladores externos ou através de estimuladores implantáveis.

Os estimuladores externos são mais empregados devido a menor complexidade em seu emprego. O uso de microprocessadores e microcontroladores, para controlar os estímulos, tem contribuído para melhorar as características dos estimuladores. Vários trabalhos foram realizados com o intuito de aprimorar o desempenho e a flexibilidade destes equipamentos [2-9].

Há dois grupos de equipamentos os estimuladores por tensão e os estimuladores por corrente. Os estimuladores por tensão são mais seguros, mas não possibilitam saber a quantidade exata de energia entregue ao paciente, uma vez que a impedância de acoplamento eletrodo-tecido não é constante.

Estimuladores por corrente apresentam o inconveniente de causar queimaduras caso um dos eletrodos comece a se descolar. Apresentam, todavia, a vantagem de possibilitar o controle da quantidade de carga aplicada ao músculo, independente da impedância do tecido. Com os devidos cuidados o desprendimento dos eletrodos pode ser evitado.

Dentro de certos limites, o aumento da intensidade de corrente corresponde a uma contração muscular mais efetiva, por promover estimulação de fibras nervosas, com limiar de excitação mais alto, ou mais distante da estimulação dos eletrodos. Porém, a partir de certos valores, que variam de músculo para músculo, tem-se uma resposta constante, independente do aumento de intensidade. Desta forma pode-se controlar a força muscular, modulando-se a corrente empregada na EENM [9]. Há várias formas de modulação. A modulação por largura de pulso (*Pulse Width*

Modulation – PWM) é freqüentemente utilizada e de fácil implementação através de circuitos digitais [9,10].

Devido à importância do uso de estimuladores nos processos de reabilitação e nos estudos de geração de marcha em indivíduos, foi implementado um estimulador neuromuscular funcional microcontrolado e portátil, sendo os parâmetros das formas de ondas ajustáveis através de um microcomputador, com o auxílio de um programa em LabVIEW.

Materiais e Métodos

São várias as formas de ondas dos sinais utilizados em EENM. As formas de ondas monofásicas apresentam o inconveniente do acúmulo de cargas nos tecidos submetidos a EENM [9], em aplicações sensoriais, podendo causar desconforto ao paciente [10]. Para contornar este inconveniente empregam-se sinais com forma de onda bifásica e com carga balanceada [9,10].

A Figura 1 apresenta a forma de onda dos sinais utilizados neste trabalho, empregando PWM.

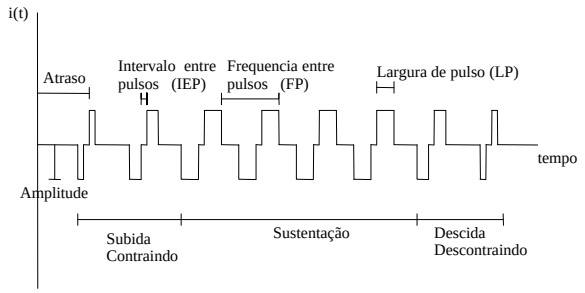


Figura 1: Sinal com forma de onda bifásica e modulação PWM.

O estimulador implementado é constituído por dois estágios, o gerador de onda e o de potência. O gerador gera um sinal com a forma de onda e com os parâmetros desejados, tais como freqüência e formato. No último estágio é fornecido potência ao sinal do gerador.

O gerador de onda foi implementado com microcontroladores (PIC 16F627- Microchip).

Somente com o uso de um microcontrolador não é possível gerar uma onda com as características apresentadas na Figura 1, havendo a necessidade de um circuito formador de onda que faz uma composição de três sinais para gerar uma única saída. A Figura 2 apresenta o diagrama de blocos do estimulador implementado.

Devido à saída do gerador ser um sinal de tensão, e como o sinal desejado é um sinal de corrente, há necessidade de um conversor tensão-corrente. Como fonte de corrente pode-se utilizar diversos circuitos, mas os espelhos de corrente apresentam uma melhor simetria entre a corrente desejada e a aplicada à carga (músculo a ser estimulado). Escolheu-se o espelho de corrente de Wilson, por este apresentar uma menor dependência da corrente de saída com β, o ganho de corrente do transistor.

Como o sistema é portátil, a alimentação dos circuitos do estimulador foi feita através de baterias. As tensões das baterias são insuficientes para alimentação dos espelhos, sendo necessário um estágio elevador de tensão.

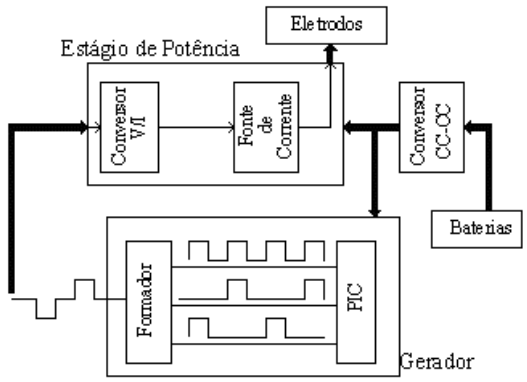


Figura 2: Diagrama de blocos do estimulador.

Empregou-se um conversor CC-CC que eleva a tensão das baterias para os níveis desejados e os mantém, mesmo que a tensão de entrada sofra variações dentro de uma faixa de tolerância. A Figura 3 apresenta o esquema do conversor utilizado, denominado de *Flyback*.

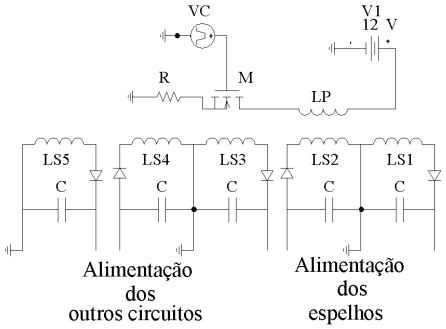


Figura 3: Conversor CC-CC - *Flyback*.

Os parâmetros das formas de onda, de cada um dos 16 canais, são transmitidos de um microcomputador para o estimulador por rádio enlace, até uma distância de 125 m.

Foi desenvolvido um programa em LabVIEW (National Instruments) no qual cada um dos canais é configurado de forma independente. A Figura 4 apresenta a janela do programa que é a interface com o usuário. Na figura podem-se observar os campos (T1R: Largura do pulso na fase de sustentação, T1S: Largura de pulso final - fase de descida- e inicia - fase de subida, INC: Valor do incremento da largura de pulso na fase de subida e descida e TT1+TT2: período dos pulsos) para a entrada dos parâmetros necessários para gerar a forma de onda com as características desejadas. Os parâmetros de um canal não interferem em qualquer um outro canal. Para a segurança dos pacientes foram desenvolvidas rotinas de detecção de erros. O valor da impedância da

interface eletrodo-pele pode variar em função de vários fatores, dentre eles as dimensões do eletrodo. Com a escolha apropriada do eletrodo e aplicação de gel o valor da impedância cai sensivelmente [10]. Estabelecendo, para uma corrente de 20 mA, 1600 Ω como limite de carga para o espelho de corrente de cada canal, é possível atender uma grande variedade de aplicações de EENM para membros superiores e inferiores [6,11].

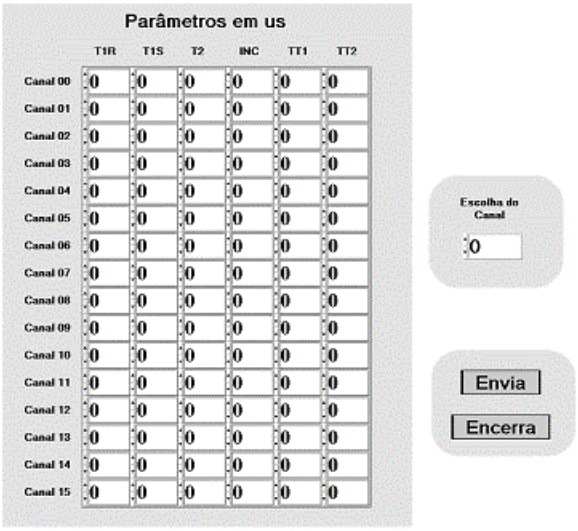


Figura 4: Janela principal do programa desenvolvido em LabVIEW.

Resultados e Discussão

Para verificar o comportamento da corrente de saída dos espelhos, em função da carga, conectou-se um potenciômetro como carga e monitorou-se a corrente de saída com um osciloscópio digital Tektronix, modelo TDS 3012. O valor de corrente foi determinada de forma indireta medindo-se o valor de tensão sobre uma resistência de 10,2 Ω. A corrente foi ajustada para uma amplitude de 20 mA e os valores da carga foram aferidos com um multímetro digital Tektronix, modelo TX3.

A Figura 5 apresenta o resultado obtido. Pelo gráfico verifica-se que o estágio de saída fornece uma corrente constante para uma carga de, no máximo, 1600 Ω.

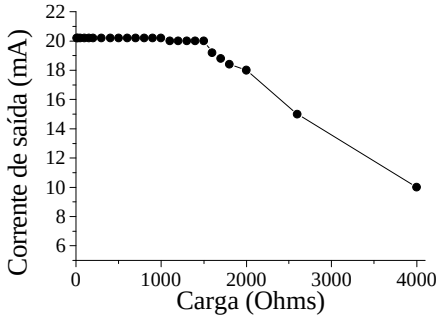


Figura 5: Corrente de saída em função da variação da carga.

Através de um gerador de sinais Tektronix, modelo AFG310, aplicou-se um sinal cuja freqüência foi variada, para se determinar à largura de banda do estágio de potência. Verificou-se que o circuito opera na faixa de 0 Hz a 150 kHz, sem produzir distorções na forma de onda do sinal.

A Figura 6 apresenta as formas de ondas dos sinais na saída do estágio de potência, quando se aplicou na entrada sinais com freqüência de 80 kHz.

Na Figura 7 são apresentadas as formas de onda dos sinais produzidos pelo gerador na fase de regime. A forma de onda gerada é bifásica, com a freqüência dos pulsos (FP) variável de 1,5 Hz até 20 kHz. A menor largura de pulso (LP) obtida foi de 10 µs e o menor intervalo entre pulsos (IEP) foi também de 10 µs. Pode-se variar estes parâmetros até o valor máximo de 2,5 ms, com incrementos de 10 µs.

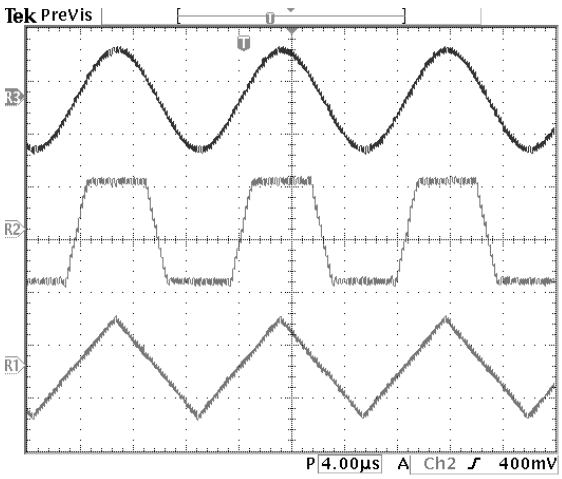


Figura 6: Formas de ondas padrões medidas na saída do estimulador.

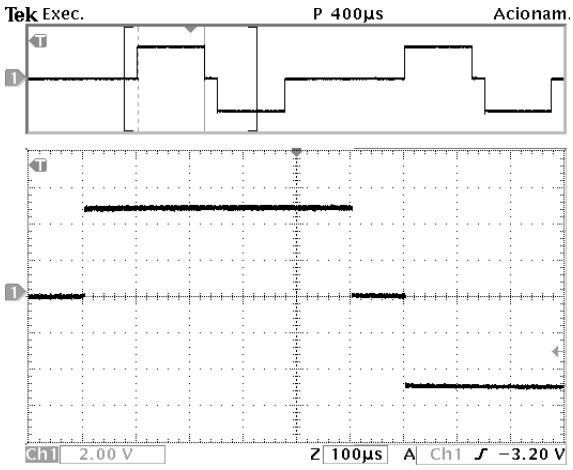


Figura 07: Sinal produzido pelo gerador de onda na fase de sustentação.

Estes valores são adequados para a grande maioria das aplicações da estimulação neuromuscular. Normalmente utiliza-se freqüência em torno de 40 Hz

para FP, tempos de 100 a 500 μs para LP e em torno de 100 μs para IEP.

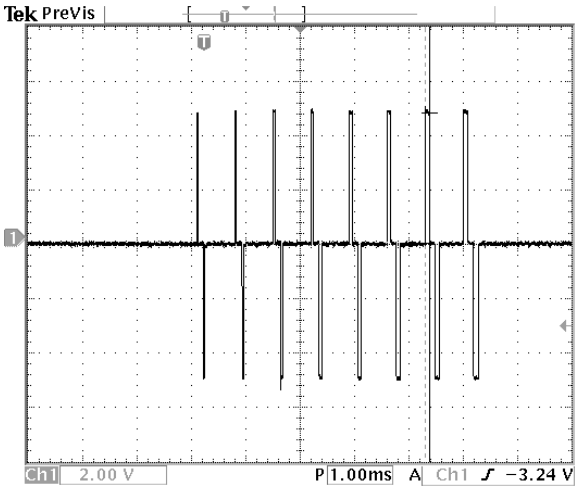


Figura 8: Sinal produzido pelo gerador de onda, na fase de subida.

Os sinais gerados para a fase de subida e descida são similares. A Figura 8 mostra o sinal gerado para a fase de subida.

Conclusões

Foi implementado um estimulador neuromuscular de 16 canais, que operam de forma independente, fornecendo correntes com amplitude de 20 mA. O sinal gerado é bifásico com todos os parâmetros configurados através de um microcomputador, com auxílio de um programa em LabVIEW. Os parâmetros são transferidos por rádio enlace até uma distância de 125 m. O gerador de onda gera sinais de até 20 kHz entre pulsos, com largura mínima dos pulsos de 10 μs, com incremento de 10 μs. O IEP possui as mesmas características do LP. O estágio de potência pode fornecer uma corrente de 20 mA à uma carga de 1,6 kΩ, com freqüência máxima de 150 kHz.

Os resultados obtidos mostram que o estimulador implementado pode ser muito útil na Engenharia de Reabilitação.

Agradecimentos

Os autores desse trabalho agradecem ao Dr. Fábio Toshiaki Wakabayashi pelas valiosas discussões. Agradecem também à FAPESP, CAPES, CNPq e FUNDUNESP pelo suporte financeiro.

Bibliografia

[01] Grant L.J. "*Functional Electrical Stimulation*", IEE Review, 34:11, p.443-445, 1988.

[02] EILINGER T., WILD M. and GERBER H. STUSSI E., "*An Eight-Channel Computer controlled Stimulator for Functional Electrical Stimulation"*. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 13:04, p. 1803-1804, 1991.

[03] KACZMAREK K. A., KRAMER K. M., WEBSTER J. G. and RADWIN R. G., "*A 16 channel 8-Parameter Waveform Electrotactile Stimulation System*", IEEE Trans. Rehabil. Eng., 38:10, pp. 933-943, 1991.

[04] ILIÉ M., VASILJVIÉ D. and POPOVIÉ D. B., "*A programmable Electronic Stimulator for FES Systems*", IEEE Trans. Rehabil. Eng., 2:4, p. 234-239, 1994.

[05] SHIGETOMI M. K., FUJITA M. K. e QUEVEDO A. A. F., "*Estimulador Elétrico Neuromuscular Microcontrolado de Dois Canais*" Anais do XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, p. 688-692, Florianópolis, Setembro de 2000.

[06] FOLGUERAS J., DIAZ M., RUIZ A, DOMINGUEZ C e ZAMARREÑO J, "*Un Estimuador para la Marcha del Parapléjico*", II Congreso Latinoamericano de Ingenieria Biomedica, Havana, Maio de 2001.

[07] FOLGUERAS J., DIAZ M., RUIZ A, GÓMEZ M, CARTAYA M. E. e BENÍTEZ R., "*Estimulador Eléctrico Munuable para Aplicaciones en Anestesiologia*", II Congreso Latinoamericano de Ingenieria Biomedica, Havana, Maio de 2001.

[08] RUFINER A., SCHIAFFINO L., ESCOBAR S. e TABERNING, C., "*Desarrolo de un Sistema Microcontrolado para Marcha de Pacientes con Paraplejia"*, II Congreso Latinoamericano de Ingenieria Biomedica, Havana, Maio de 2001.

[09] LOPES J. A. F., "*Desenvolvimento e Avaliação de Estimulador Neuromuscular Funcional Microcontrolado, Portátil e Telemétrico*", Tese de Mestrado, USP, São Paulo, 2002.

[10] NOHAMA, P., "*Investigação da Propriocepção Artificial*", Tese de Mestrado, UNICAMP, Campinas, 1997.

[11] BUCKETT, J. R., PECKHAM, P. H., THROPE, G. B., BRASWELL, S. D., AND KEITH, M. W., " *A flexible, Portable System for Neuromuscular Stimulation in the Paralyzed Upper Extremity*" IEEE Trans. Biom. Eng., 35:11, pp. 897-904, 1988.

ESTIMULADOR NEUROMUSCULAR TELEMÉTRICO BIDIRECIONAL COM DETECTOR DE ERROS

U. C. Faria*; A. A. Carvalho**

Departamento de Engenharia Elétrica de Ilha Solteira – UNESP
Caixa Postal 31, -15385-000 - Ilha Solteira (SP) – Brasil

e-mail*: uender@dee.feis.unesp.br; e-mail**: aac@dee.feis.unesp.br;

Abstract: A telemetric, portable, and bi-directional microcontroller-based system has been designed to assist patients during the locomotion rehabilitation process. The system has one portable and one non portable block. The portable block has an eight channel neuromuscular stimulator. The waveforms parameters can be controlled by a LabVIEW software. There are error detection routines for supervising the bidirectional communication between the two blocks. The system is convenient and adequate for using in Rehabilitation Engineering.

***Palavras-chaves*: Engenharia de Reabilitação estimulador, marcha, neuromuscular.**

Introdução

O emprego da corrente elétrica com o objetivo de compensar disfunções de órgãos do corpo humano é antigo. Há relatos que afirmam que os romanos usavam descargas elétricas de peixes torpedos nos tratamentos de gota e para aliviar dores de cabeça.

Os primeiros estudos sobre o uso da corrente elétrica para estimulação surgiram a partir de 1700, resultando no aparecimento de vários estimuladores. Mas foi a partir de 1940 que surgiram os primeiros estimuladores modernos. Desta década em diante a quantidade e a variedade dos estimuladores presentes no mercado aumentaram muito. Mesmo assim, vários trabalhos têm sido feitos com o objetivo de melhorar o desempenho e a flexibilidade destes equipamentos [1-7].

Em sistemas de avaliação da marcha humana empregando estimulação elétrica, o uso de estimuladores portáteis é preferível por permitir maior flexibilidade de movimento ao paciente. Lopes [7] desenvolveu um estimulador portátil e telemétrico com 8 canais de estimulação, sendo os parâmetros da forma de onda ajustáveis através de microcomputador. Neste estimulador a comunicação entre os módulos é unidirecional, não sendo possível detectar e corrigir erros de operacionalidade do equipamento.

Neste artigo é descrito um sistema de estimulação neuromuscular com 8 canais de estimulação, portátil, telemétrico e bidirecional. Os parâmetros das formas de onda podem ser alterados, de forma independente, através de microcomputador, com o auxílio de um programa em LabVIEW. A comunicação bidirecional entre os módulos torna possível a implementação de rotinas de detecção e correção de erros.

Materiais e Métodos

O módulo fixo é responsável pela interface entre o microcomputador, através da porta paralela, e o módulo portátil através de um transceptor FM. O *hardware* é composto por um microcontrolador PIC-18F452 (Microchip) e um transceptor BIM2-433-160 (Radiometrix). A Figura 1 mostra o diagrama de blocos do módulo.



Figura 1: Diagrama de blocos do *hardware* do módulo fixo.

Através de um programa, desenvolvido em LabVIEW 5.1.1 (National Instruments), o usuário controla todo o sistema, o módulo fixo e o portátil. Com o auxílio do programa, o usuário pode executar testes de funcionalidade do estimulador neuromuscular antes de conectá-lo ao paciente. É possível escolher os parâmetros da forma de onda, para cada canal, de forma independente. Os 8 canais podem ser ativados individualmente, a qualquer instante. O sistema possui 14 mensagens diferentes, que indicam o sucesso ou insucesso da transmissão de dados entre os módulos, nas quais o usuário ou o sistema podem diagnosticar problemas de comunicação.

A operação do módulo portátil é feita através de 6 comandos, apresentados na Tabela 1. Cada comando corresponde a um código. Na execução do comando 1, os parâmetros são codificados e enviados para o módulo portátil. O programa fica aguardando a resposta do módulo portátil. Se for positiva (o módulo portátil interpretou corretamente os dados e não há erros de transmissão) uma mensagem é enviada para o PC informado que os dados foram enviados corretamente. Se for negativa, o programa verifica se o número de erros é menor que 5. Se for menor envia dados novamente, se não for envia mensagem de erro para PC.

A comunicação entre o MCF e o PC, feita através da porta paralela, é realizada de forma que seja mantida a

integridade dos dados. Há um sinal de *strobe*, que informa o receptor que há dados na linha de dados, um *acknowledge*, informa ao transmissor que os dados já foram lidos e um sinal *busy*, que informa ao transmissor que o receptor está ou não apto a receber dados.

Tabela 1: Comandos de operação do módulo fixo.

Comandos	
Códigos	**Operação**
1	Envia parâmetros para os canais
2	Testa comunicação com módulo portátil
3	Testa comunicação com módulo Fixo
4	Testa comunicação com controlador de canais
5	Ativa canais
6	Inicializa banco de dados

O módulo portátil fica junto ao paciente. Seu diagrama de blocos é mostrado na Figura 2. O MCP (microcontrolador de comunicação do módulo portátil) - PIC-18F452 - controla a comunicação serial entre o módulo portátil e o fixo, e é responsável por codificar e decodificar os dados a serem transmitidos ou recebidos do transceptor (BIM2-433-160). Transmite dados para o controlador de canais (MCC) - PIC-18F452, em um barramento idêntico ao descrito anteriormente entre o PC e o MCF. De forma idêntica o MCC transfere dados para os microcontroladores dos canais (MC)- PIC-16F627.

Cada canal possui um MC, que é controlado pelo MCC, um formador de onda e um estágio de potência.

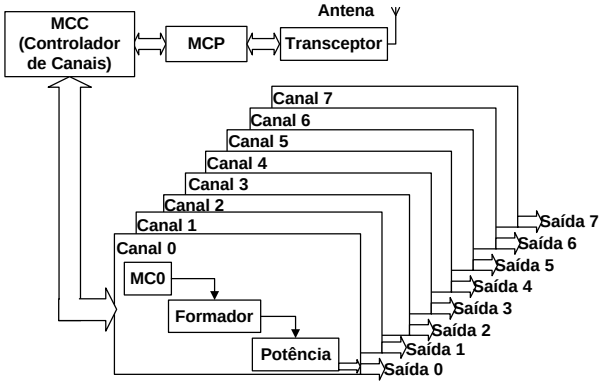


Figura 2: Diagrama de blocos do módulo portátil.

Para minimizar erros de comunicação entre o módulo portátil e o fixo foi criado um preâmbulo com dois códigos, que são indicativos da intenção do transmissor em iniciar a transmissão de dados. Os dados a serem transmitidos são codificados. A codificação do preâmbulo evita que as rotinas de recepção de dados sejam inicializadas aleatoriamente evitando a possibilidade de algum comando ser executado.

A codificação dos dados consiste em se misturar aos dados um código, que o receptor terá que interpretar e validar o dado recebido. A codificação faz com que cada receptor receba dados de somente um transmissor. O resultado da codificação de cada dado (representado com 8 bits) são dois *bytes*, que são transmitidos duas vezes para receptor. Junto com cada byte é transmitido um bit de paridade que minimiza os erros de recepção.

Ao receptor cabe a tarefa de verificar a paridade, decodificar os dados e verificar se o código e os dados estão corretos. O resultado da decodificação são dois dados e dois códigos. Se o código armazenado no MCP for idêntico aos códigos recebidos, o programa verifica se a média dos dois dados é equivalente ao primeiro dado. Caso existam erros em qualquer um dos testes, o MCP envia um código equivalente ao erro para o MCF.

Na transferência de dados entre os outros estágios, do módulo portátil, é verificado somente se há erros de dados. A Tabela 2 apresenta as mensagens presentes nas janelas do programa em LabVIEW e os códigos equivalentes gerados pelos microcontroladores.

Tabela 2: Mensagens presentes nas janelas do programa em LabVIEW.

Código	Mensagem
01	Erro de paridade
02	Código incorreto
03	Dado incorreto
04	Há problemas de comunicação com o módulo portátil
05	Há problemas de comunicação com o módulo fixo
06	O controlador de canais não responde
07	Dados incorretos no controlador de canais
08	O canal não responde
09	Dados incorretos no canal
10	Parâmetro de ativação incorreto
11	A chave de segurança foi acionada
12	- Dados transferidos com sucesso - O canal está pronto - O PIC de comunicação do módulo portátil está pronto
13	O módulo fixo está pronto
14	O controlador de canais está pronto

A ativação dos canais é controlada pelo módulo fixo, que envia um *byte*, denominado de parâmetro de ativação, com informações de quais canais serão ativados ou desativados. Cada *bit* do parâmetro de estimulação controla um canal. Por exemplo, quando o *bit* 0 (zero) for 1, o canal 0 será ativado, caso contrário será desativado. Se ocorrer um erro de interpretação do parâmetro de estimulação no módulo portátil, uma mensagem acusa o erro (veja a Tabela 2, erro nº 10).

O registrador que armazena o parâmetro de estimulação é atualizado quando qualquer um dos oito canais for ativado ou desativado. Uma rotina em LabVIEW, calcula o tempo existente entre cada atualização. O resultado é armazenado em três *bytes*, que armazenam as unidades de tempo minuto, segundo e milisegundo.

Quando executado o comando 5, os *bytes* de tempo e o parâmetro de estimulação são enviados para o módulo portátil ativando ou desativando canais e em seguida são armazenados num banco de dados.

O banco de dados possui uma capacidade de 1020 *bytes*, sendo que cada uma das partes pertence a uma fase de balanço de um membro inferior. Metade do

banco é usado para armazenar informações de um ciclo de marcha sendo, portanto, possível se armazenar dados de dois ciclos de marcha.

A atualização do banco é realizada alternando-se entre a primeira e a segunda parte do banco. Com este método o sistema sempre terá intactas informações de um ciclo marcha. O banco é considerado atualizado quando for executado o comando de fim de atualização. Se ocorrer uma falha de comunicação, em que o módulo portátil não consiga se comunicar com o fixo, durante uma atualização do banco, no próximo ciclo de marcha o MCP volta a alterar os dados do último banco acessado, pois não foi executado o comando de fim de atualização.

O banco de dados é gerenciado pelo módulo fixo, que gera comandos que informam ao MCC qual membro está na fase de balanço, se é início, meio e fim da atualização do banco referente ao membro.

Há um sistema de emergência que é acionado automaticamente pelo sistema, quando houver falha de comunicação entre o módulo fixo e o portátil durante a fase de balanço de um dos membros inferiores. Ocorrendo o erro, o MCP verifica qual membro está na fase de balanço. Após a identificação inicia-se uma pesquisa no banco de dados, referente ao membro, para localizar um parâmetro estimulação idêntico ao último parâmetro recebido do módulo fixo. Depois de encontrado o parâmetro correto, o MCP continua a seqüência de estimulação até o membro inferior deixar a fase de balanço e permanece neste estado até que a comunicação seja restabelecida.

O módulo portátil possui uma chave de segurança que desativa todos os canais. Ela pode ser acionada pelo paciente a qualquer momento, mesmo quando o sistema de emergência estiver operando.

Cada canal é composto por um microcontrolador, por um estágio formador de onda e por um estágio de potência.

A função do MC é criar os sinais necessários para gerar a forma de onda de estimulação, de acordo com os parâmetros enviados pelo módulo portátil.

O projeto do formador de onda e do estágio de potência teve como base o circuito proposto por Kaczmarek. et al.[1]. Foram feitos cálculos e análises que resultaram num circuito com características semelhantes. Um fato importante é que o espelho de corrente de Wilson foi implementado com transistores não casados.

Considerando o circuito da Figura 3a e considerando que os transistores não estejam casados, o ganho de corrente é dado por:

$$\frac{I_o}{I_{ref}} = \frac{(b_3 b_2 + b_3) I_{e1} + b_3 I_{e2}}{(b_2 + 1) I_{e1} + (b_3 b_2 + b_2 + 1) I_{e2}} \qquad (1)$$

sendo $\boldsymbol{b}$ definido como ganho de corrente de emissor comum.

A ausência de $\boldsymbol{b_1}$, na equação (1), não indica que o ganho de corrente seja imune às variações deste parâmetro. O efeito de $\boldsymbol{b_1}$ sobre o ganho de corrente ficará reduzido quando $\mathbf{I_{e1} @ I_{e2}}$.

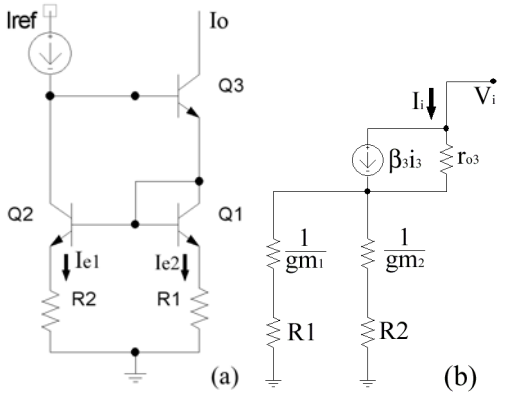


Figura 3: (a) Espelho de corrente de Wilson com a adição dos resistores $\mathbf{R_1}$ e $\mathbf{R_2}$, (b) e sua representação para pequenos sinais.

Uma forma de reduzir o descasamento entre $\mathbf{Q_1}$ e $\mathbf{Q_2}$, fazendo com que as suas correntes de emissores sejam próximas, é adicionar uma resistência em cada braço do espelho, conforme mostra a Figura 3. A representação para pequenos sinais do espelho de corrente de Wilson, com a adição de $\mathbf{R_1}$ e $\mathbf{R_2}$, é mostrada na Figura 3b, na qual se observa que $\mathbf{R_1}$ está em série com uma resistência de valor $1/gm_1$, sendo $\boldsymbol{gm_1}$ dada por:

$$gm_1 = \frac{b_1}{r_p} \qquad (2)$$

sendo $\mathbf{r_p}$ a resistência de entrada vista pela base.

Se $R_1 >> 1/gm_1$, os efeitos de $\boldsymbol{b_1}$ sobre o espelho serão minimizados, pois a resistência equivalente do conjunto $\mathbf{R_1}$ e $1/gm_1$ será aproximadamente igual a $\mathbf{R_1}$. A mesma análise pode ser feita para o segundo braço do espelho. Escolhendo adequadamente $\mathbf{R_1}$ e $\mathbf{R_2}$, os efeitos do descasamento entre $\mathbf{Q_1}$ e $\mathbf{Q_2}$ são minimizados.

Resultados

A Figura 4 mostra a tela do programa em LabVIEW, onde é possível visualizar uma das janelas de mensagens.

A forma de onda de saída do estágio de potência do estimulador é mostrada na Figura 5.

A Figura 6 mostra resultados de simulações do espelho de corrente de Wilson com a adição de um resistor em cada braço do espelho.

As especificações do neuroestimulador atendem as necessidades das aplicações usuais de estimulação neuromuscular.

Discussão e Conclusão

O sistema apresentado neste trabalho irá fazer parte de um sistema mais complexo de geração de marcha para pacientes com lesões medulares. A janela do programa, apresentada na Figura 4, não é definitiva. Ela simplifica o acesso ao estimulador.

A forma de onda gerada (Figura 5) é bifásica, com a freqüência dos pulsos variável de 1,5 Hz a 20 KHz. A menor largura de pulso obtida foi de 10 μs e o menor intervalo entre pulsos foi também de 10 μs. Pode-se variar estes parâmetros até o valor máximo de 2,5 ms, com incrementos de 10 μs

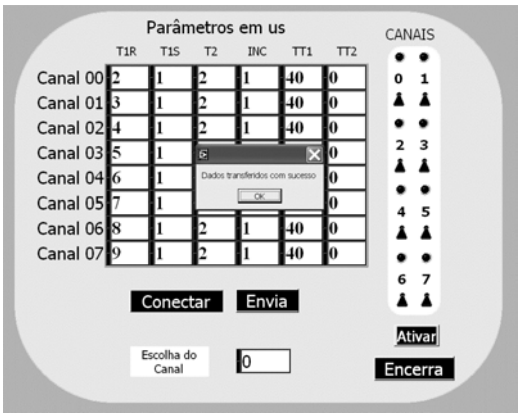


Figura 4: Tela principal do programa desenvolvido em LabVIEW.

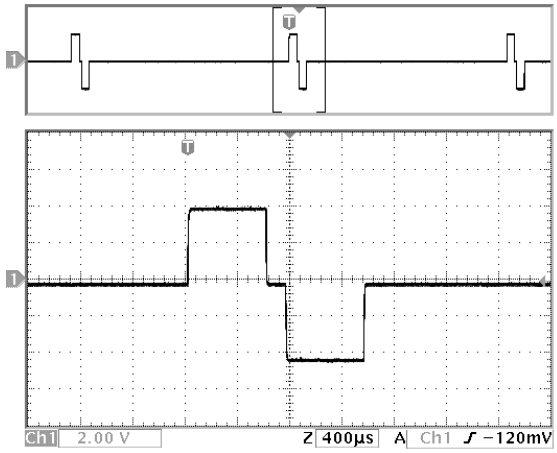


Figura 5: Forma de onda na saída do estimulador neuromuscular.

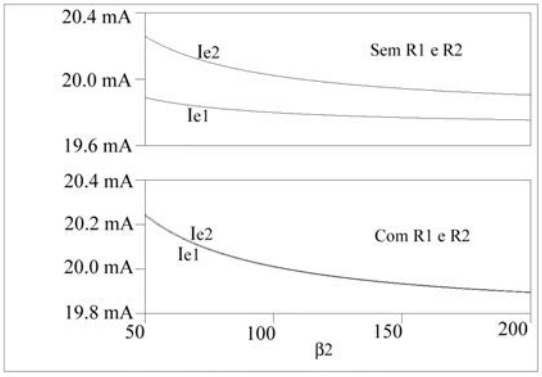


Figura 6: Correntes dos emissores de $\mathbf{Q_1}$ e $\mathbf{Q_2}$ em função da variação de b_2.

Os resultados obtidos usando o PSpice 9.1 (*Cadence Design Systems*, Inc.) mostram que se $\mathbf{R_1}$ e $\mathbf{R_2}$ forem maiores que 100 Ω, o efeito do descasamento dos transistores será minimizado. A Figura 6 mostra que com a adição de resistores ($\mathbf{R_1}$=$\mathbf{R_2}$=200 Ω) nos braços do espelho, as correntes dos emissores são aproximadamente iguais mesmo que os ganhos de corrente de $\mathbf{Q_2}$ e $\mathbf{Q_3}$ sofram variações. Desta forma a implementação de espelhos de corrente de Wilson resulta mais simples.

O sistema desenvolvido contribuirá de forma decisiva para o projeto de sistemas mais complexos que visem à restauração dos movimentos dos membros inferiores de pessoas com deficiência de mobilidade.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPESP, CAPES, CNPq e FUNDUNESP pelo suporte financeiro.

Bibliografia

[01] KACZMAREK K. A., KRAMER K. M., WEBSTER J. G. and RADWIN R. G., "*A 16 channel 8-Parameter Waveform Electrotactile Stimulation System*", IEEE Trans. Rehabil. Eng., 38:10, pp. 933-943, 1991.

[02] ILIÉ M., VASILJVIÉ D. and POPOVIÉ D. B., "*A programmable Electronic Stimulator for FES Systems*", IEEE Trans. Rehabil. Eng., 2:4, p. 234-239, 1994.

[03] SHIGETOMI M. K., FUJITA M. K. e QUEVEDO A. A. F., "*Estimulador Elétrico Neuromuscular Microcontrolado de Dois Canais*" Anais do XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, p. 688-692, Florianópolis, Setembro de 2000.

[04] FOLGUERAS J., DIAZ M., RUIZ A, GÓMEZ M, CARTAYA M. E. e BENÍTEZ R., "*Estimulador Eléctrico Munuable para Aplicaciones en Anestesiologia*", II Congreso Latinoamericano de Ingenieria Biomedica, Havana, Maio de 2001.

[05] FOLGUERAS J., DIAZ M., RUIZ A, DOMINGUEZ C e ZAMARREÑO J, "*Un Estimuador para la Marcha del Parapléjico*", II Congreso Latinoamericano de Ingenieria Biomedica, Havana, Maio de 2001.

[06] RUFINER A., SCHIAFFINO L., ESCOBAR S. e TABERNING, C., "*Desarrolo de un Sistema Microcontrolado para Marcha de Pacientes con Paraplejia"*, II Congreso Latinoamericano de Ingenieria Biomedica, Havana, Maio de 2001.

[07] LOPES J. A. F., "Desenvolvimento e Avaliação de Estimulador Neuromuscular Funcional Microcontrolado, Portátil e Telemétrico", Tese de Mestrado, USP, São Paulo, 2002.

OSTEOPOROSE: COMO AVALIAR NA ODONTOLOGIA

C. G. Klein*,** , K. B. B. Gugisch***, R. H. Schelin* , S. Paschuk****, J. S. Benites Jr*****
*Centro Federal de Educação Tecnológica/Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Curitiba, Brasil.
**Centro de Estudos Superiores Positivo / Departamento de Odontologia, Curitiba, Brasil.
***Universidade Federal do Paraná/Departamento de Odontologia Restauradora, Curitiba, Brasil.
****Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná/Programa de Pós–Graduação em Engenharia Mecânica, Curitiba, Brasil.
*****Clinica Privada de Reumatologia, Blumenau, Brasil.

caroline.klein@uol.com.br

Abstract :The purpose of this work was to evaluate the quality and quantity of mineral bone in the jaws of 53 pre and pos menopausal women in order to identify osteopenic and osteoporotic alterations, in the Dentistry Department of the Federal University of the state of Paraná, Brazil. Volunteers underwent conventional panoramic and metacarpal X-ray exams as well as spine and hip bone densitometry exams. To quantify mineral bone density on conventional radiographs, the Mandibular Cortical Index on panoramic radiographs (MCI) and the Nordin Index on metacarpal radiographs were determined. Statistical analysis were performed to check for significant differences among the different diagnostic methods.
***Key words* : Osteoporosis – Nordin Index – Mandibular Cortical Index.**

Introdução

A osteoporose atualmente tem despertado muito interesse na comunidade médica científica, devido ao aumento significativo da longevidade humana e suas conseqüentes complicações de alto risco de fraturas, sendo imprescindível diagnosticá-la precocemente. A perda lenta e progressiva da massa óssea com a idade mantém-se não detectada, resultando em fraturas sérias que acabam provocando anos de dependência, desconforto e depressão, considerada uma "doença silenciosa" [1].

A foton-absorciometria de dupla emissão (DPA) e a e a absorciometria de dupla energia de raios X (DEXA) são os métodos de diagnóstico que mais tem se empregado devido a sua aplicabilidade clínica, sendo consideradas como métodos de escolha para a avaliação da massa óssea. Contudo, são geralmente de alto custo e sem acesso à maioria da população brasileira. Somente cerca de 70% da população têm acesso às unidades da rede pública como única alternativa de assistência médica, e a maioria das vezes são subdiagnósticadas e subtratadas [1] [2].

Durante as últimas quatro décadas numerosos pesquisas tem sido realizadas para encontrar associação com a radiografia denta e a osteoporose. Associação entre a osteoporose e a perda da massa óssea bucal iniciou desde os anos 60 [3]. Desde então, muitos métodos são propostos para a avaliação do conteúdo ósseo mineral da mandíbula e maxila, porém nenhum definitivo.

Pacientes com osteoporose têm reduzida massa óssea na mandíbula e maxila. Eles possuem redução da cortical mandibular e da densidade do osso alveolar mineral, altura baixa e aumento da porosidade do osso alveolar e basal da mandíbula, bem como erosão e redução da largura da borda inferior da mandíbula. As alterações na mandíbula oferecem a perspectiva de desenvolver um instrumento para rastear um número grande de pacientes com sinais precoces de osteoporose.

Cirurgiões-dentistas, em sua prática privada ou clínicas de Saúde Pública, devem ser aptos para detectar pacientes com sinais de osteoporose com alta sensitividade nos achados radiográficos, pois eles têm a possibilidade de examinar uma grande população idosa anualmente. Dados estatísticos revelam que, no período da menopausa e pós-menopausa, a maioria das mulheres visitam os cirurgiões-dentistas de duas a quatro vezes por ano[4]. O objetivo de tal "*screening*" não é para diagnosticar a osteoporose mas identificar indivíduos com riscos de osteoporose e conduzi-los apropriadamente [5].

A radiologia convencional pode informar a respeito da osteoporose de forma qualitativa, por meio de sinais radiológicos, ou de forma quantitativa, por meio de índices, mesmo tendo o conhecimento de que esses sinais quando se torna evidente, já houve uma perda de 40 a 50% da massa óssea. Na radiologia convencional odontológica, pode se quantificar o conteúdo ósseo mineral a partir da radiografia panorâmica por meio do Índice Cortical Mandibular (MCI – *Mandibular Cortical Index*) [6].

Desse modo, com o objetivo de avaliar de forma qualitativa e quantitativa o estado e a condição óssea na maxila e mandíbula, identificando alterações osteopênicas e osteoporóticas, os quais podem identificar indivíduos com osteoporose realizou-se um estudo numa amostra de 53 mulheres, na fase de pré e pós- menopausa, empregando-se três métodos de diagnóstico: a radiografia panorâmica, a radiografia metacarpal e a densitometria óssea da coluna e do fêmur.

Materiais e Médodos

Após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do Hospital de Clínicas da Universidade Fedral do Paraná, foram selecionados pacientes do gênero feminino, brancas, na fase de pré e pós-menopausa, com idade média de 55,7 anos, variando entre 37 à 70 anos de idade em tratamento dontológico do Curso de Odontologia da Universidade Federal do Paraná.

As voluntárias foram submetidas a exames radiográficos convencionais por meio de radiografias panorâmicas, radiografia metacarpal da mão direita e exames de densitometria óssea da coluna lombar e colo do fêmur. Uma pesquisa diagnóstica foi composta por um questionário, no qual se identificaram os principais fatores de risco tais como: idade, anos pós-menopausa, histórias de fraturas, ingestão de medicamentos, hábitos alimentares, ovarectomia, exercícios físicos, e hereditariedade. As variáveis obtidas nas radiografias panorâmicas, metacarpais e densitometria óssea e morfometria lateral da coluna foram submetidas a estudo estatístico, para verificar se existia concordância entre as variáveis e o nível de significância.

As radiografias panorâmicas foram analisadas por um radiologista, nas quais avaliou - se de forma subjetiva os aspectos qualitativos e quantitativos adotando o método proposto por Klementti [6]. Este método consiste em uma classificação de acordo com as análises das mudanças minerais no osso cortical da mandíbula: C1 – a margem endosteal da cortical é lisa e afilada, de forma equivalente, em ambos os lados da mandíbula; C2 – a margem endosteal apresenta defeitos semilunares (reabsorção de lacunas), ou a impressão de formar um resíduo cortical endosteal (de uma para três camadas de espessura) em um ou ambos dos lados; C3 – a margem endosteal apresenta uma redução da espessura cortical e evidentemente porosa, como pode-se verificar nos exemplos da figura 1.

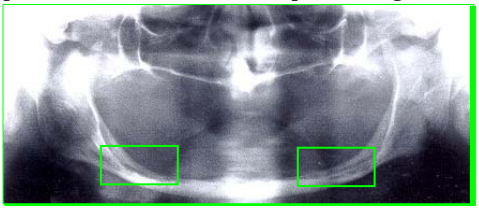


Figura 1– Radiografia panorâmica, mostrando os sítios em que foram avaliadas as corticais ósseas na mandíbula.

Para a radiografia metacarpal, selecionou-se a mão direita. Após a colocação de equipamento de proteção individual (borracha plumbífera), as voluntárias posicionaram-se com a mão direita sobre o chassis metálico (figura 2), numa distância foco/filme de 1,5m (5 pés), com o tempo de exposição em média de 0,4 segundos, variando de 70 a 85 kVp e 15 a 20 mA.

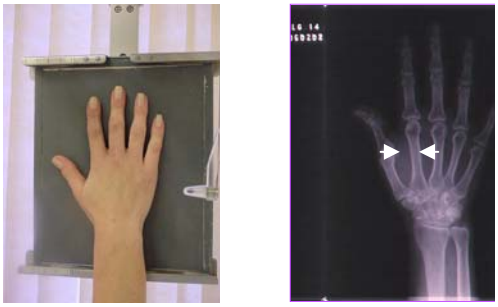


Figura 2 - Paciente posicionado para obtenção da radiografia metacarpal.

Após a tomada radiográfica e processamento radiográfico, foi estabelecido o ponto médio da diáfise do segundo metacarpo, por meio de um paquímetro, dividindo-se pela metade do comprimento entre a porção mais distal da base do osso e a porção mais distal da cabeça. Mensurou-se a espessura medular (d) e a espessura total (D), com um paquímetro. Um único mensurador fez todas as medidas para evitar erros. A diferença entre elas representou a espessura cortical. O Ìndice de Nordin foi calculado pela equação conforme é descrita abaixo. Esta equação permitiu a comparação entre as áreas internas e externas do segundo metacarpo.

$$IN = \frac{D^2 - d^2}{D^2}$$

onde:

- D^2 é a espessura total ao quadrado
- d^2 é a espessura medular ao quadrado

O valor médio do Ìndice de Nordin, em adultos jovens, varia de 0,72 a 0,85, diminuindo com a idade, sendo mais proeminente em mulheres do que em homens. Valores abaixo de 0,72 representam osteoporose cortical. Se o valor está abaixo do limite inferior normal para a idade e gênero, o paciente tem osteoporose acelerada. [8]

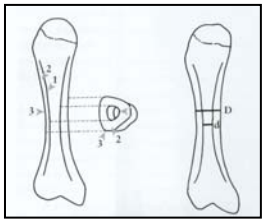


Figura 3 - Esquema do Índice de Nordin ao nível do segundo metacarpo. As setas que indicam na figura representam: 1 – superfície endosteal; 2 – superfície intracortical; 3 – superfície periosteal. [8].

As voluntárias foram submetidas a exames de densitometria óssea na região da coluna lombar e fêmur. Os resultados foram obtidos por meio da imagem construída a partir da análise computadorizada da atenuação de dois feixes energéticos de raios X, emitidos pela fonte externa do equipamento contra a região óssea de interesse, medida por um detector de estado sólido, com 288 fotodiodos, em cada canal de alta e baixa energia. g/cm^2 de osso escaneado. Figura 4 e 5.

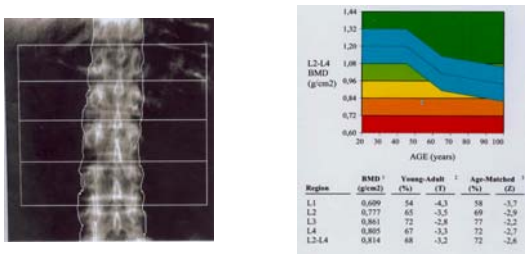


Figura 4 – Resultado de um exame de densitometria óssea da região da coluna lombar, mostrando uma baixa densidade óssea, com indicativo de osteoporose.

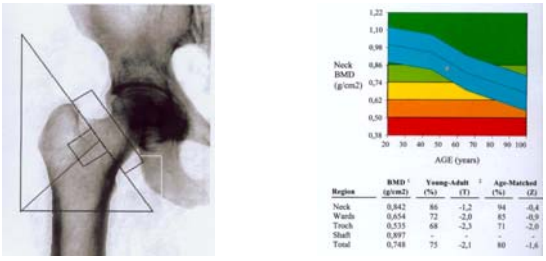


Figura 5 – Resultado de densitometria óssea do fêmur, mostrando uma baixa densidade, indicativo de osteopenia, no limite inferior do esperado para a idade.

Resultados

A idade média das participantes foi de 55,7 anos de idade, com 12 voluntárias na pré-menopausa e 41 na pós-menopausa. Detectou-se uma grande desinformação a respeito da osteoporose, pois a maioria não sabia se tinha hereditariedade na família, além disso, desconheciam os principais fatores de risco para a osteoporose. Toda a amostra analisada, era da raça branca; entretanto, duas foram excluídas por serem da raça negra, e uma da raça asiática.

Quanto à história de fraturas, havia 1 paciente que relatou fratura de joelho, devido a acidente de automóvel; 5 relataram história de fratura, sendo que essas foram diagnosticadas com osteoporose; 2 de fêmur, devido a quedas; 1 relatou fratura na região de ombro, sendo que também possuía estrutura óssea osteoporótica. Entre toda a amostra, 10 mulheres apresentaram perda total de dentes e 42 mulheres (a maioria) tinham várias perdas dentárias, sendo que 29 possuíam reabsorções ósseas de cristas alveolares, muitas vezes severas, detectando doenças periodontais.

Pode-se observar que 6 mulheres apresentaram uma estrutura óssea da cortical, acima do esperado para a idade, variando em torno de 0,90 a 0,98.

Entretanto, na maioria, da amostra os valores encontrados estavam dentro do esperado para a idade. Somente 5 amostras, estavam no limite inferior esperado para a idade. Contudo, em 15 participantes os valores foram abaixo do limite inferior para a idade, sendo que nesses casos eram de osteoporose já estabelecida.

Com os resultados da densitometria óssea constatou -se que o número de participantes com osteoporose na coluna ou no fêmur, foi significativamente alto, representando um percentual de 39,6%. Entretanto, com densidade normal da coluna e fêmur, foi o mesmo, representando 21 mulheres. Com osteopenia ou na coluna, ou no fêmur, foram encontradas em 22 participantes, não representando um valor real, pois foram adicionadas pacientes que possuíam osteoporose na coluna e no fêmur osteopenia, ou nos casos de osteoporose no fêmur e possuíam osteopenia na coluna.

Discussão

Como os resultados foram obtidos em dados amostrais, foi feito o teste de significância com o Qui quadrado, para se observar se as diferenças entre as proporções reais e esperadas se devem somente ao acaso ou se ocorrem em função dos testes que foram utilizados.

O teste Qui Quadrado entre densitometria e panorâmica mostrou que a diferença foi significativa, que as diferenças obtidas entre estes dois testes não se devem somente ao acaso, mas pelo fato deles avaliarem de maneira diferente, (considerando $p < 0,05$). Os mesmos resultados ocorreram para densitometria e radiografia metacarpal, mais a radiografia panorâmica, metacarpal e densitometria.

Utilizou-se para a análise da concordância, entre os resultados obtidos nos dois testes aplicados na mesma pessoa, o teste de Kappa e segundo, a classificação sugerida por Jekel [9], considerando estruturas normais e anormais. A concordância entre a densitometria óssea e radiografia panorâmica foi ruim; entretanto entre densitometria óssea, radiografia metacarpal mais a radiografia panorâmica a concordância foi mínima.

Na figura 6, aparecem os percentuais de concordância dos resultados obtidos, comparando densitometria óssea e radiografia panorâmica; densitometria óssea e radiografia metacarpal mais a radiografia panorâmica; densitometria óssea e radiografia metacarpal, embora nestes percentuais não sejam levados em consideração os resultados esperados.

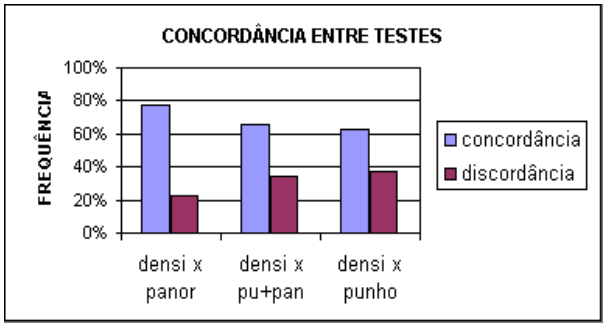


Figura 6 – Concordância entre os resultados obtidos na radiografia panorâmica, radiografia metacarpal e densitometria óssea.

Pode-se observar os percentuais de concordância entre os três métodos aplicados, considerando normais e anormais. 41 exames apresentaram concordância entre a densitometria e a radiografia panorâmica, representando um percentual de 77%, e somente 12 exames obtiveram discordância (23%). Entretanto, entre a densitometria, radiografia metacarpal e radiografia panorâmica, somente em 35 exames havia concordância, representando um percentual de 66%, e em 18 exames não havia concordância (34%). Já entre a densitometria e a radiografia metacarpal, a concordância foi menor, 33 exames, representando um percentual de 62%; e ocorreu discordância em 20 exames (38%). Isso significou que na radiografia panorâmica a concordância com a densitometria óssea foi altamente significativa, podendo ser útil nas avaliações do estado mineral ósseo regional e sistêmico.

Com estes resultados, as voluntárias foram agrupadas em quatro grupos A - 26 mulheres apresentaram baixa densidade óssea na maxila e mandíbula, sugerindo indícios de osteopenia ou osteoporose, mas não apresentaram indícios na parte esquelética (49,0%); B – 19 mulheres apresentaram baixa densidade óssea na maxila e mandíbula e existiu correlação com a parte esquelética (35,8 %); C – nenhuma mulher apresentou densidade óssea dentro da normalidade nas regiões bucais, e era portadora de osteoporose sistêmica; D – 12 mulheres estavam dentro do padrão ósseo normal (22,6%).

Conclusão

Conclui-se que apesar de existir uma mínima concordância entre os métodos de diagnósticos utilizados, a radiografia panorâmica foi útil nos casos de perdas iniciais em que voluntárias eram portadores de fatores de risco, e nos casos avançados de osteoporose.

Considerou-se a radiografia metacarpal de grande utilidade para um *screening* populacional, principalmente nos casos de perda rápida, sendo de fácil mensuração, podendo ser utilizada em serviços de radiologia odontológica.

Referências

[1] MARQUES, N.F.J., FERNANDES, E.C. "Osteoporose um desafio para o novo milênio", in: *Presente e futuro da osteoporose: aspectos clínicos e terapêutico*, São Paulo: SOBRAC, pp. 6-22, 2001.

[2] SIMON, A.J., "Osteoporose: a visão do ginecologista". *Journal of Clinical Rheumatology*, Supl. pp.13-15, mar. 2002.

[3] HILDEBOLT, C.F., " Osteoporosis and oral bone loss", *Dentomaxillofac Radiol*. 26**(1)**:3-15,1997.

[4] JEFFCOAT, M.K., CHESNUT, C.H. " Systemic osteoporosis and oral bone loss: evidence shows increased risk factors", *J. Am. Dent. Assoc.* 124**(11)**:49-56, 1993.

[5] WHITE S., " Osteoporosis ", *13th International Congress of Dento Maxillo Facial Radiologl*, Stoneham, Glasgow, UK, 2001, pp. 1-5, 2001.

[6] KLEMETTI E., KOLMAKOV S., KRÖGER H. "OsPantomography in assessment of the osteoporosis risk group", *Scand. J. Dent. Res.* 102**(1):**68-72, 1994.

[7] CRIVELI M., MENDONÇA L. "Densitometria óssea – Você pode confiar?", *Boletim da SOBRAO*. 8:5, 2001.

[8] MATOS P.G., YAMAGUCHI C.K., FERNANDES A.R.C., TURRINI E. "Avaliação radiológica", in SZEJNFELD, V.P. (Ed): *Osteoporose diagnóstico e tratamento*, São Paulo: Savier, pp. 206-224, 2000.

[9] JEKEL J.F. *Epidemiologia, Bioestatística e Medicina Preventiva*, Porto Alegre: Artes Médicas Sul, 1999.

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA ÓPTICO DE MEDIÇÃO DA SATURAÇÃO DE OXIGÊNIO EM TECIDOS BIOLÓGICOS

M. J. Silva, P. M. Gewehr

Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná (CEFET/PR) / Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Curitiba/PR, Brasil

mjsilva@cpgei.cefetpr.br

Abstract: Spatially resolved diffuse reflectance spectroscopy is a simple, non-invasive and inexpensive technique for the investigation of biological tissues by monitoring the local oxygenation. This technique consists of emitting light of two different wavelengths into tissue and measuring the backscattered intensity profile as a function of distance to the optical source. The tissue oxygen saturation (S_tO_2) is computed by inverse formulas derived from analytical solutions of the diffusion approximation to the model of light transport in biological tissues. This paper describes the system developed at CEFET/PR to measure the S_tO_2 and presents the results of an *in vivo* desaturation test with a volunteer.

***Palavras Chaves*: Espectroscopia Óptica, Óptica de Tecidos Biológicos, Saturação de Oxigênio, Hemoglobina.**

Introdução

A espectroscopia no vermelho e infravermelho próximo (NIR: *near-infrared*) utiliza luz de comprimento de onda na faixa de 600 a 900 nm para transiluminar tecidos biológicos. Esta escolha do comprimento de onda é devido aos espectros de absorção dos principais cromóforos presentes no tecido humano [1]. Os espectros de absorção entre 300 e 1500 nm dos principais cromóforos presentes no tecido biológico humano são mostrados na Figura 1.

A água, o cromóforo dominante do tecido humano, absorve fortemente abaixo de 300 nm (não apresentado na Figura 1) e acima de 1000 nm. Na parte visível do espectro entre 400 e 600 nm, dominam a absorção da hemoglobina e da melanina, deixando disponível para medidas somente a região de 600 a 900 nm, onde a absorção total é suficientemente baixa para que a luz seja transmitida por muitos centímetros através do tecido. Nesta faixa alguns outros cromóforos absorvem luz, porém a concentração destas substâncias nos tecidos é muito baixa quando comparada com a água e a hemoglobina. Por isso, a contribuição delas para a absorção total pode ser desprezada nessa região de monitoração. Além disso, especialmente a oxihemoglobina (HbO_2) e desoxihemoglobina (Hb) têm importância clínica, pois a absorção é dependente da oxigenação.

As características descritas anteriormente permitiram o desenvolvimento de técnicas não-invasivas de monitoração da oxigenação em tecidos biológicos [2,3]. Um dos maiores ramos de utilização da espectroscopia óptica na medicina encontra-se no monitoramento da saturação de oxigênio do sangue ou tecidos (técnica conhecida com oximetria). A espectroscopia óptica é comumente usada hoje para medir a saturação de oxigênio do tecido (S_tO_2) [3]. Este parâmetro é uma saturação de oxigênio localizada devido às componentes arterial e venosa do sangue na região medida.

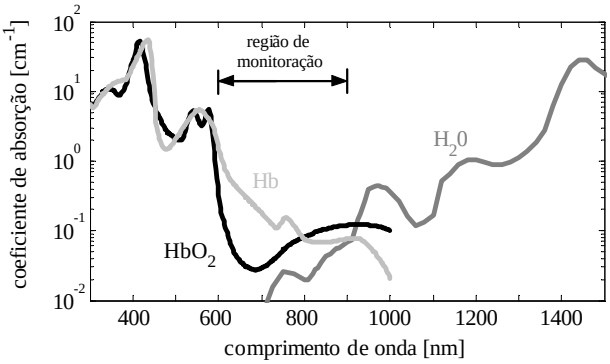


Figura 1: Espectros de absorção para os cromóforos dominantes em tecidos biológicos humanos, a saber, oxihemoglobina (HbO_2), desoxihemoglobina (Hb) e água (H_2O). Nesta figura foi assumida uma concentração de 50 mmol/L de Hb e HbO_2 (valores típicos para tecidos irrigados por sangue) e se utilizam valores publicados em [4] para os coeficientes de absorção.

Materiais e Métodos

Teoria: Em substâncias turvas, como o tecido biológico, a luz não se propaga de forma retilínea, mas sofre vários eventos de reflexão e difração, causando um espalhamento da luz. Devido a esse espalhamento, a utilização de métodos tradicionais para a determinação de concentrações através da medida da atenuação da luz e posterior cálculo através da lei de Beer-Lambert não é possível, pois não se pode determinar o caminho que a

luz percorreu. Esse caminho depende do espalhamento da luz (característica do meio) e não só da geometria da medição como para meios claros. Para uma descrição exata do transporte da luz em meios turvos torna-se necessário o uso de modelos matemáticos. A aproximação por difusão tem sido utilizada por vários autores na descrição do transporte de fótons em tecidos biológicos e sua validade foi mostrada por vários grupos [5,6,7]. Através desta aproximação é possível encontrar soluções analíticas para casos reais.

O princípio de medição da espectroscopia NIR de reflectância difusa resolvida espacialmente é mostrado na Figura 2. Luz na região do vermelho e do NIR em dois comprimentos de onda distintos é emitida para dentro do tecido biológico através de uma fonte óptica e um conjunto de fotodetectores mede a intensidade da luz retro-espalhada em função da distância relativa à fonte óptica. Através da aproximação por difusão para o transporte de fótons em tecidos biológicos é possível mostrar que o coeficiente de extinção da luz $a(l)$ é uma função da radiação retro-espalhada $R(l,r)$ e da distância r entre fotodetector e fonte [8]:

$$a(l) = -\frac{\Delta\left(\ln\left[r^2 \cdot R(l,r)\right]\right)}{\Delta r} \qquad (1)$$

O coeficiente de extinção é definido por:

$$a(l) = \sqrt{3 \cdot m_a(l) \cdot m_s'(l)} \qquad (2)$$

onde: $m_a(l)$ (coeficiente de absorção) e $m_s'(l)$ (coeficiente de espalhamento reduzido) são parâmetros ópticos do tecido e descrevem os eventos de absorção e espalhamento respectivamente. Estes coeficientes indicam a probabilidade por unidade de comprimento com a qual um fóton é absorvido ou espalhado no meio.

Do perfil da intensidade da luz retro-espalhada $R(l,r)$ para os comprimento de onda l_1 e l_2 pode-se calcular os coeficientes de extinção $a(l_1)$ e $a(l_2)$ através do coeficiente angular da reta $\ln[R(r)\cdot r^2] \times r$ (equação 1). Obtém-se, então, a relação V entre os coeficientes de absorção, assumindo que o espalhamento é independe do comprimento de onda, isto é $m_s' = m_s'(l_1) = m_s'(l_2)$:

$$V = \left(\frac{a(l_1)}{a(l_2)}\right)^2 = \left(\frac{\sqrt{3m_a(l_1)m_s'}}{\sqrt{3m_a(l_2)m_s'}}\right)^2 = \frac{m_a(l_1)}{m_a(l_2)} \qquad (3)$$

Assim, conhecendo-se a relação V é possível determinar a saturação de oxigênio no tecido da região medida através da equação:

$$S_tO_2 = \frac{V \cdot a_{Hb}(l_2) - a_{Hb}(l_1)}{a_{HbO_2}(l_1) - a_{Hb}(l_1) - V \cdot \left[a_{HbO_2}(l_2) - a_{Hb}(l_2)\right]} \qquad (4)$$

onde $a_x(l_i)$ é o coeficiente de absorção molar da hemoglobina oxigenada e desoxigenada (uma constante) no comprimento de onda l_i. Os espectros destes coeficientes podem ser encontrados em [4].

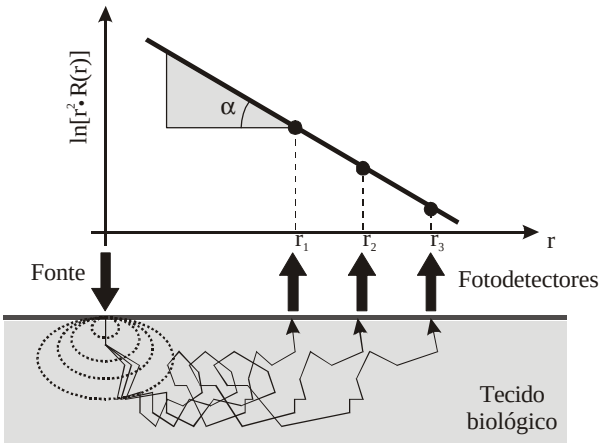


Figura 2: Princípio de medição da espectroscopia NIR de reflectância difusa.

Desenvolvimento: O sistema desenvolvido é composto por um sensor contendo circuitos opto-eletrônicos, uma placa de aquisição de dados ICP DAS A-826PG e um computador pessoal (Pentium II de 300 MHz) para o processamento e análise dos dados adquiridos. O diagrama esquemático do sistema é mostrado na Figura 3. Para o sensor foi desenvolvida uma placa de circuito impresso, tendo como fontes ópticas dois LEDs (*light emitting diodes*) de 3 mm de diâmetro operando nos comprimentos de onda de 660 nm (vermelho) e 875 nm (infravermelho), respectivamente. A fim de se controlar a intensidade luminosa dos LEDs, estes são conectados através de um *driver* de corrente (transistor BD135) ao conversor digital-analógico da placa de aquisição de dados. Para a conversão opto-elétrica (intensidade luminosa em nível de tensão) foram utilizados três circuitos integrados OPT301 (fotodiodo com amplificador de transimpedância) da Texas Instruments Inc. As saídas dos fotodetectores são ligadas ao conversor analógico-digital da placa de aquisição de dados. Por fim, os dados são processados no computador pessoal através de um *software* desenvolvido na plataforma C++ Builder, onde é computada a S_tO_2 através do método descrito anteriormente. Além disso, este *software* também controla a intensidade luminosa e a seqüência de operação dos LEDs, assim como realiza a apresentação dos resultados. O sensor também necessida de uma fonte de alimentação simétrica externa de +/– 5 V, que foi omitida na Figura 3 para a simplificação do diagrama esquemático.

O sensor desenvolvido foi alojado em um bastidor plástico de 80 mm × 50 mm × 40 mm. A Figura 4 mostra a disposição dos dispositivos ópticos do sensor desenvolvido. O sensor pode ser facilmente colocado em contato com a pele através de adesivos ou com o auxílio de uma bandagem.

Para a determinação da S_tO_2 é necessária uma seqüência de medições conforme descrito a seguir. São medidas, primeiramente, as tensões dos OPTs para os

LEDs apagados (valor no escuro, utilizado para compensação da tensão de *offset* dos OPTs), depois para o LED de 875 nm ligado e por fim para o LED de 660 nm ligado. Através das equações 1 a 4 pode-se, então, determinar o valor da saturação de oxigênio. Para cada aquisição de uma tensão do OPT é realizada a média de 100 amostras, totalizando 10 ms de tempo total de amostragem por OPT. Desse modo, a aquisição de um valor da S_tO_2 dura aproximadamente 90 ms, isto é, para cada OPT é realizada uma medição no escuro e uma medição para o LED vermelho e infravermelho acesos, totalizando nove medidas para cada valor de S_tO_2. A taxa de repetição de medição da S_tO_2 pode ser ajustada pelo *software* (o valor padrão é de 1 s).

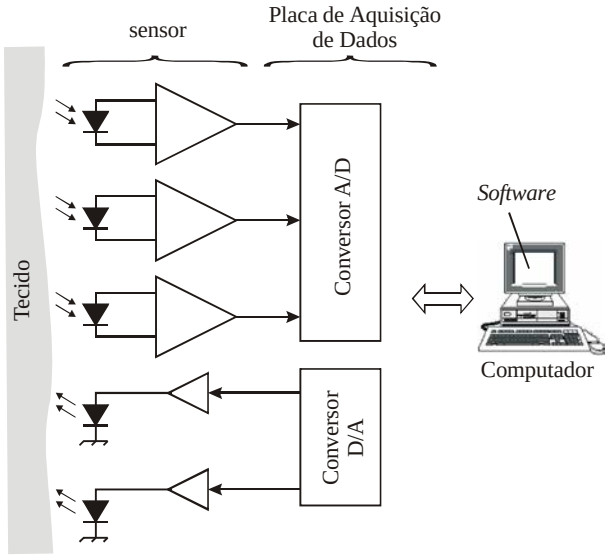


Figura 3: Diagrama esquemático do sistema óptico.

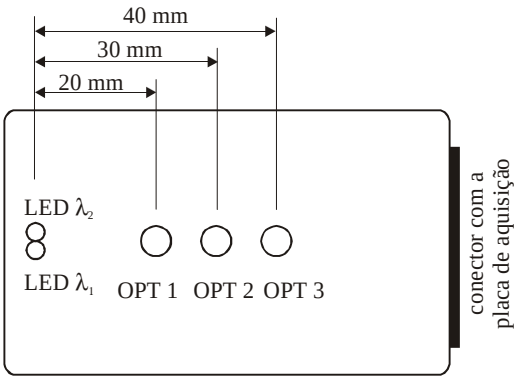


Figura 4: Disposição dos dispositivos ópticos do sensor desenvolvido. l_1 = 875 nm e l_2 = 660 nm.

Resultados

O sistema desenvolvido foi testado medindo-se a variação temporal da oxigenação da musculatura do antebraço de um adulto voluntário do sexo masculino durante uma isquemia. O sensor foi posicionado na face radial do antebraço (músculo braquirradial). Um esfigmomanômetro foi colocado no braço próximo ao cotovelo do voluntário. Depois da aquisição de um minuto de linha de base, a pressão do esfigmomanômetro foi elevada até 180 mmHg ocasionando a oclusão do fluxo sanguíneo. A S_tO_2 foi monitorada por oito minutos até a liberação da pressão do esfigmomanômetro, permitindo a volta da circulação do sangue pelos tecidos do antebraço. A S_tO_2 foi ainda medida por mais três minutos. A Figura 5 mostra os resultados do teste *in vivo*. Quando o fluxo de sangue foi interrompido a oxigenação dos tecidos do antebraço diminuiu como mostra a figura. Depois da liberação do fluxo a oxigenação volta a valores semelhantes aos observados antes da isquemia. A pequena sobre-oscilação no traço da S_tO_2 ocorrida após a liberação do fluxo é causada pelo fato do sangue estar congestionado no braço (hiperemia) durante a oclusão e, depois da liberação, pôde circular novamente pelo antebraço.

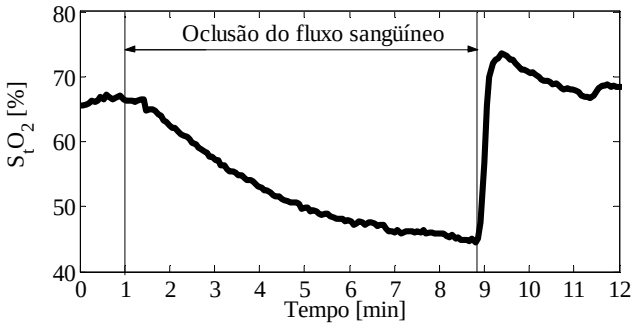


Figura 5: Resultado da medida da saturação de oxigênio no antebraço durante isquemia.

Discussão

O teste descrito acima da medição da S_tO_2 durante uma isquemia foi utilizado por vários autores e a curva da Figura 5 é típica para experimentos similares [8,9]. O valor da S_tO_2 de linha de base (antes da isquemia) medido pelo sistema foi de 66 %. Este valor corrobora com os valores encontrados na literatura [9,10].

Através da técnica da espectroscopia óptica de refletância difusa resolvida espacialmente também é possível obter informações sobre a variação percentual do volume sangüíneo através da monitoração da variação da concentração da hemoglobina total com relação a um valor de referência, como por exemplo, o valor inicial. Deste modo, mudanças relativas da circulação sanguínea na região medida também podem ser monitoradas. Para que o presente sistema seja capaz de determinar as variações da hemoglobina algumas alterações nos algoritmos de processamento de dados devem ser feitas. Contudo, o *hardware* não necessita alterações. O desenvolvimento destes algoritmos deve ser analisado numa próxima fase do projeto.

A monitoração de parâmetros hemodinâmicos em músculos esqueléticos tem grande importância no diagnóstico médico [11], por exemplo, a análise do desempenho de músculos durante esforço para a

medicina esportiva, ou a verificação da circulação local de sangue para o diagnóstico do "pé diabético" causado pela doença vascular periférica (obstrução da circulação de sangue em extremidades) como conseqüência do *diabetes mellitus* tipo II. Estes seriam alguns exemplos de possíveis aplicações do sistema apresentado.

Trabalhos futuros incluem o estudo sistemático para a validação clínica das aplicações do sistema, comparando-o com outras técnicas estabelecidas. Além disso, devem ser estudadas melhorias tecnológicas para o sensor como, por exemplo, desenvolvimento de um sistema microprocessado, tornando este independente de um computador pessoal.

Conclusão

Foi desenvolvido um sistema para a medição da saturação de oxigênio em tecidos biológicos baseado na técnica da espectroscopia óptica de refletância difusa resolvida espacialmente. O sistema é composto por um sensor óptico, uma placa de aquisição de dados e um computador pessoal para o processamento e análise dos dados. Através da realização de testes *in vivo* pôde-se verificar o funcionamento do sistema, fornecendo resultados encorajadores para o uso do sistema na monitoração do metabolismo de músculos e no diagnóstico de doenças vasculares periféricas.

Referências

[1] WRAY S., COPE M., DELPY D.T, WYATT J.S., REYNOLDS E.O.R., "Characterization of the Near Infrared Absorption Spectra of Cytochrome aa3 and Hemoglobin for the Non-invasive Monitoring of Cerebral Oxygenation", *Biochemical and Biophysical Acta* 933(**1**):184-92, 1988.

[2] CHANCE B., "Optical Method", *Annual Review of Biophysics and Biophysical Chemistry* 20:1-28, 1991.

[3] ROLFE P., "In vivo near-infrared spectroscopy", *Annual Review of Biomedical Engineering* 2:715-54, 2000.

[4] OLMC, Optical Properties Spectra, Internet site address: http://omlc.ogi.edu/spectra/ acessado em 05/05/2004.

[5] ISHIMARU A., "Diffusion of Light in Turbid Material", *Applied Optics* 28(**12**):2210-15, 1989.

[6] GROENHUIS, R.A.J., FERWERDA, H.A., TENBOSCH, J.J., "Scattering and Absorption of Turbid Materials Determined From Reflection Measurements. 2: Measuring Method and Calibration", *Applied Optics* 22(**16**):2463-67, 1983.

[7] FARELL T.J., PATTERSON M.S., WILSON B., "A diffusion theory model of spatially resolved, steady-state diffuse reflectance for the noninvasive determination of tissue optical properties in vivo", *Medical Physics* 19(**4**):879-88, 1992.

[8] MATCHER S.J., KIRKPATRICK P., NAHID K., COPE M., DELPY D.T., "Absolute quantification methods in tissue near infrared spectroscopy", *Optical Tomography, Photon Migration, and Spectroscopy of Tissue and Model Media: Theory, Human Studies, and Instrumentation*, Proceedings SPIE 2389, San Jose, CA, USA, 1995, pp. 486-95, 1995.

[9] BOUSHEL R., POTT F., MADSEN P., RADEGRAN G., NOWAK M., QUISTORFF B., SECHER N., "Muscle metabolism from near infrared spectroscopy during rhythmic handgrip in humans" *European Journal of Applied Physiology* 79(**1**):41-48, 1998.

[10] KOMIYAMA T., QUARESIMA V., SHIGEMATSU H., FERRARI M., "Comparison of two spatially resolved near-infrared photometers in the detection of tissue oxygen saturation: poor reliability at very low oxygen saturation", *Clinical Science* 101(**6**):715-18, 2001.

[11] FERRARI M., BINZONI T., QUARESIMA V., "Oxidative metabolism in muscle", *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B: Biological Sciences* 352:677-83, 1997.

CARACTERIZAÇÃO ELETROMAGNÉTICA DE AMBIENTES ONDE OPERAM MÁQUINAS AQUECEDORAS DE DIELÉTRICO

H. A. Domínguez*, D. Junkes*, M. G. Vanti* e E. T. Pereira*

*Universidade Regional de Blumenau/DEE, Blumenau, Santa Catarina, Brasil

e-mail: hugo@furb.br

Abstract: **A survey to evaluate the electric field levels produced by dielectric heaters machines in plastic sealer factories is presented. The measurements were made following the ANSI/IEEE recommended procedures for potentially hazardous electromagnetic fields. An isotropic electric field meter (broadband meter) was used to record the fields' levels within the space occupied by the operator body. The average whole-body electric field level obtained was compared with the main international safety standards for human exposure to radiofrequency fields to verify compliance. The study evidenced that all the standard limits are exceeded and protected procedures at the workplace must be adopted.**

Palavras chaves: **Máquinas aquecedoras de dielétrico, medição de campos eletromagnéticos de RF, efeitos biológicos, limites de exposição a campos eletromagnéticos.**

Introdução

A operação de todo equipamento elétrico ou eletrônico gera campos eletromagnéticos que podem se propagar de maneira radiada pelo ar, contribuindo para o aumento dos níveis de radiação presentes no meio ambiente. Um tipo de fonte emissora de particular interesse são as máquinas aquecedoras de dielétricos (*dielectric heaters*), utilizadas em diversos setores industriais para a modelagem e solda de plásticos e borrachas. Tendo como princípio de funcionamento o aquecimento do material pela indução de um campo eletromagnético intenso de radiofreqüência (RF), o espalhamento deste campo atinge as áreas próximas à máquina, quando as mesmas não possuem dispositivos de blindagem para RF. Assim, os operários, imersos nesse ambiente eletromagnético, estão sujeitos aos efeitos da radiação, mesmo sem conhecer os possíveis efeitos ao longo do tempo na saúde humana.

É consenso na comunidade científica o fato de que se a intensidade da radiação absorvida pelo corpo ou por uma parte do mesmo for elevada, o aumento de temperatura pode ser excessivo, trazendo transtornos para a saúde. Os possíveis danos incluem mudanças no comportamento, cansaço por calor, estresse, danos oculares, etc [1,2]. Estes efeitos biológicos da radiação eletromagnética são conhecidos como efeitos térmicos, sendo os únicos cientificamente comprovados no estágio atual do conhecimento [1-3].

Neste contexto, o presente artigo apresenta um resumo de medições de níveis de campo elétrico gerados por máquinas aquecedoras de dielétrico, para caracterização do ambiente na área especifica de operação. E feita a comparação dos valores medidos com os estabelecidos pelas principais normas internacionais como valores máximos admissíveis para exposição segura dos seres humanos a campos eletromagnéticos.

A motivação principal da pesquisa deve-se ao fato da grande quantidade de máquinas deste tipo existentes no município de Blumenau - Santa Catarina e cidades vizinhas. Dezenas de fábricas de pequeno e médio porte na região utilizam destes recursos nos processos de confecção de produtos plásticos.

Materiais e Métodos

As máquinas aquecedoras de dielétrico (ou máquinas de RF, como são comunmente chamadas) sao utilizadas para soldar, marcar e modelar peças de plástico e borracha. Estes processos fazem parte da fabricação de inúmeros produtos, como etiquetas, bolsas, pastas, curtinas, paneis, tapetes, etc.

Uma máquina de RF tem como componentes principais: uma fonte de alimentação de ac, um transformador de alta tensão, um circuito rectificador, um gerador de RF, um circuito sintonizador, uma prensa (hidráulica ou pneumática), e um par de eletrodos do tipo par de placas paralelas de maneira a constituir uma prensa. A Figura 1 mostra um esquema básico deste tipo de máquina.

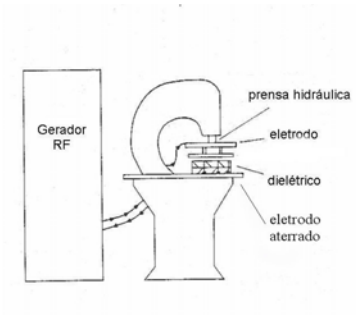


Figura 1: Componentes básicos de uma máquina aquecedora de dielétrico.

O material dielétrico a ser processado é colocado entre os eletrodos. Desta maneira, o material é submetido à presença de um campo elétrico intenso de RF, e as moléculas dipolares tentam se alinhar segundo a polarização do mesmo. Sendo este campo oscilante, a tendência das moléculas é oscilar junto com ele. Entretanto, as mesmas encontram resistência para se movimentar, devido ao contato com as moléculas vizinhas. Essa "fricção" molecular resulta no aquecimento do meio, produzindo-se a conversão em forma de calor da energia eletromagnética de RF [1].

Os modelos mais comumente encontrados de máquinas de RF têm freqüência de operação entre 10 e 70 MHz e potência nominal de saída entre 0,5 e 100 kW [1]. No caso das máquinas avaliadas na presente pesquisa (ver Figura 2), as mesmas apresentam como dados de placa a freqüência de 27 MHz, correspondente à faixa ISM, e potência de saída de 16 kW.



Figura 2: Máquinas aquecedoras de dielétrico no ambiente ocupacional caracterizado na pesquisa.

Para realizar as medições de amplitude do campo elétrico emitido pelas máquinas de RF foram seguidos os procedimentos de medição estabelecidos pela normativa *IEEE Std. C95.3 – 2002* [4]. Estas diretrizes foram desenvolvidas pela IEEE e adotadas como norma nos Estados Unidos pela ANSI. A citada norma destaca-se pela sua abrangência e aceitação mundial. As medições foram efetuadas com um kit instrumental de banda larga para medição da intensidade do campo elétrico da *Holaday Instruments* (ver Figura 3), conformado por:

- Uma sonda isotrópica, modelo HI-4460, com resposta independente da freqüência de 200 kHz a 40 GHz (faixa de operação) e detector do tipo "RMS verdadeiro";
- Um leitor (*readout*), modelo HI-4455, utilizado para a configuração das medidas e a leitura dos valores de campo detectados;
- Cabo óptico para estabelecer o enlace entre a sonda e o instrumento leitor.



Figura 3: Kit instrumental de banda larga para medição da intensidade do campo elétrico.

Para verificar a freqüência de operação das máquinas, foi utilizado um analisador de espectro modelo *Rodhe&Schwartz* FSP30, instrumento seletivo em freqüência na faixa de 9 kHz a 30 GHz, ao qual foi ligada uma antena linear tipo bicônica modelo *Rodhe&Schwartz* HK-117 (freqüência de operação de 20 a 300 MHz). Desta maneira, foi constatado que a freqüência principal de operação das máquinas fica em torno de 24,4 MHz, com a presença de duas harmônicas de ordem superior nas freqüências de 48,8 e 73,2 MHz, como mostrado na Figura 4.

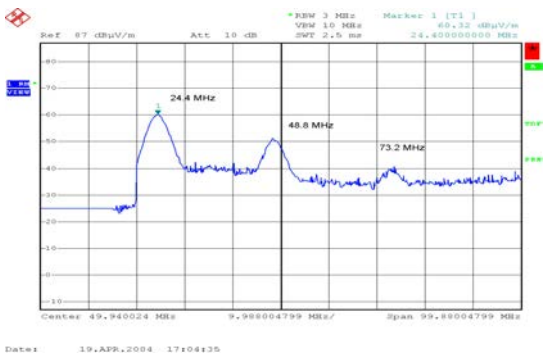


Figura 4: Freqüências do sinal de RF emitido pela máquina aquecedora de dielétrico.

Sendo o principal objetivo da pesquisa a caracterização dos níveis de radiação eletromagnética a que ficam expostos os operadores das máquinas de RF durante a jornada de trabalho, foi adotado o método da *varredura volumétrica* [1,4,5] (ver Figura 5), para a obtenção da media *espacial* do campo elétrico na região de medição.

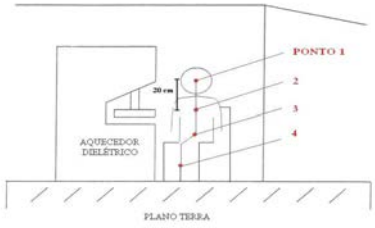


Figura 5: Esquema representativo do método de varredura volumétrica para a determinação da média espacial do campo elétrico na região de medição.

Este método consiste na realização de medidas uniformes através de uma linha seguindo a curvatura do eixo do volume no espaço que estaria ocupado pelo individuo quando exposto à radiação. Os valores obtidos nestes pontos são utilizados para caracterizar a absorção localizada de energia nas diferentes regiões do corpo.

Além da média espacial foi necessária a determinação da media temporal, devido ao comportamento variável dos níveis de campo durante o processo de operação das máquinas. Para isto, o instrumento de leitura foi programado para realizar medidas automáticas em intervalos contínuos de tempo de 6 minutos de duração (valor recomendado pelas principais normas [1,2,3]).

Para garantir a integridade das medidas, os seguintes aspectos foram considerados:

- Quando realizada a medida de campo emitido pela máquina escolhida para caracterização, todas as demais máquinas da fábrica se mantiveram desligadas;
- O ambiente foi caracterizado inicialmente na condição de "fonte zerada", isto é, quando nenhuma máquina estava ligada. Nesse caso, os valores máximos de intensidade de campo elétrico obtidos (ruído ambiente) ficaram na faixa de 1,2 – 2,7 V/m, aproximadamente;
- Foi obedecida a distância mínima recomendada entre a fonte emissora de RF e a superfície mais próxima da antena da sonda, para evitar a interação ou acoplamento entre a fonte e o equipamento medidor. Segundo a *IEEE Std. C95.3 – 2002*, esta distância deve ser maior que 20 cm [4].

Durante as medições, foi evitada a presença de pessoas (incluindo o pesquisador que realizou as medidas) nas proximidades dos pontos de medição. As interações campo-corpo podem levar a indicações errôneas do campo real que existiria sem o efeito perturbante do corpo.

Resultados

Os resultados mostrados a seguir correspondem aos valores de intensidade de campo elétrico obtidos para uma máquina de RF operando a 50% da sua potência nominal. Todas as outras máquinas caracterizadas apresentaram um comportamento similar, existindo variações nos níveis de intensidade de campo, dependendo da potência de operação demandada pelo processo produtivo.

As Figuras 6a – 6d apresentam os gráficos de comportamento da intensidade do campo elétrico num período contínuo de 6 minutos de operação da máquina, para os pontos espaciais selecionados, correspondentes às regiões da cabeça, tronco, cintura e pernas do operador.

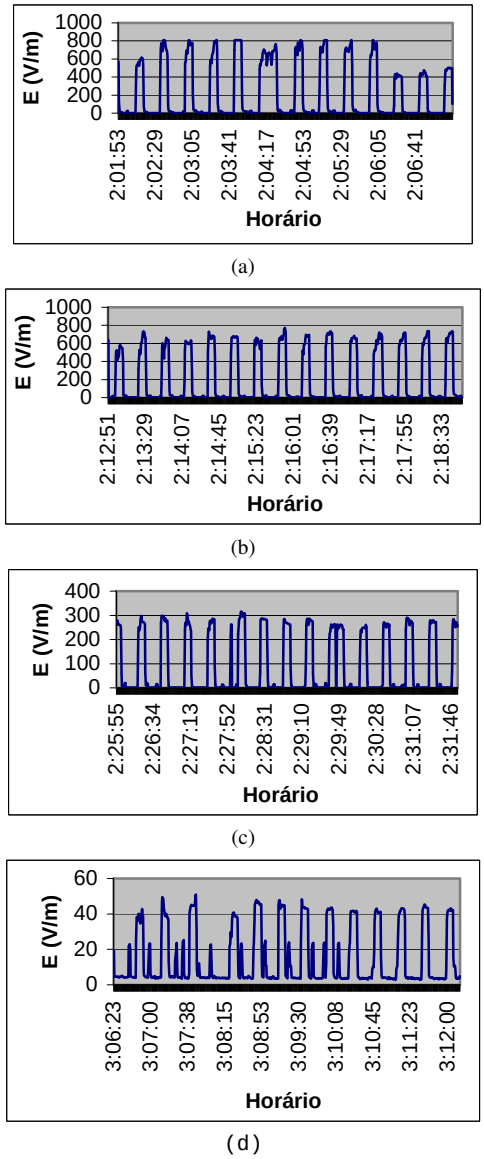


Figura 6: Valores de campo elétrico medidos num período contínuo de 6 minutos de operação da máquina, para os pontos espaciais selecionados. a) cabeça; b) tronco; c) cintura; d) pernas.

Tabela 1: Valores picos e médios de campo elétrico *E (V/m)*, resultantes da varredura volumétrica.

Região	Valores de pico	Valores médios (6 min)
Cabeça	808,5	221,9
Tronco	789,2	204,2
Cintura	314,5	88,6
Pernas	51,2	15,6
Corpo	-	157,3

Discussão

Atendendo aos resultamos mostrados nas Figuras 6a – 6d e na Tabela 1, observa-se que os maiores valores de campo acontecem nas regiões da cabeça e do tronco, por estas se encontrarem mais próximas à fonte radiante. Os valores máximos de campo registrados, ultrapassaram a casa dos 800 V/m e aconteceram na altura dos olhos do operador. É importante destacar que os olhos são especialmente sensíveis às radiações eletromagnéticas [1,2].

Para verificar se o ambiente estudado é ou não é *seguro* quanto à exposição dos seres humanos à radiação eletromagnética de RF, o valor médio obtido para o corpo inteiro foi comparado com os valores máximos admissíveis recomendados pela ICNIRP [2] e a ANSI/IEEE [3]. A comparação é mostrada na Tabela 2.

Tabela 2: Comparação do valor médio de campo elétrico *E (V/m)* obtido para o corpo inteiro com os limites recomendados pelas principais diretrizes internacionais.

Valor médio Corpo inteiro	**Limite ICNIRP 10 – 400 MHz (Ambiente Não Controlado)**	**Limite ANSI/IEEE 3 – 30 MHz (Ambiente Não Controlado)**	**Limite ACGIH 3 – 30 MHz (Ambiente Controlado)**
157,3	28,0	33,8	75,5

O ambiente estudado, mesmo sendo ocupacional, pode ser catalogado como de exposição *não controlada*, devido a que as pessoas estão expostas às radiações de RF sem possibilidade de adotar medidas preventivas. Esta é, infelizmente, a situação atual de todas as empresas onde o presente estudo foi desenvolvido.

Note-se na Tabela 2 que o valor obtido foi aproximadamente *5,6 e 4,6 vezes maior* que os máximos recomendados pela ICNIRP e ANSI/IEE, respectivamente. Esta constatação é extremamente preocupante, dada a potencial situação de risco biológico a que os operários estão submetidos.

Ainda, na Tabela 2 foi incluso o limite recomendado pela ACGIH – *American Conference of Governametal Industrial Higyenists* [1]. A ACGIH foi adotada no Brasil pela Norma Reguladora NR 9 – *Programa de Prevenção de Riscos Ambientais* (PPRA) [6]. A NR 9 estabelece a *obrigatoriedade* do cumprimento do PPRA nos ambientes ocupacionais (o que na prática não acontece). Mesmo sendo o limite da ACGIH menos restritivo que para as outras normas (75,5 V/m), o valor de campo médio obtido foi superior em *2,1* vezes.

Conclusão

O presente estudo pretendeu contribuir na caracterização eletromagnética de ambientes ocupacionais que possuem fontes emissoras de RF. Especificamente, avaliaram-se os níveis de campo elétrico nas proximidades de máquinas aquecedoras de dielétricos por RF, equipamento amplamente utilizado em fábricas do setor de confecção no município de Blumenau e região. Os resultados das medições indicam que os níveis de campo estão muito acima dos valores máximos recomendados pelas normas de segurança para exposição humana às radiações eletromagnéticas de RF. Esse cenário reflete a necessidade dos órgãos de fiscalização da segurança do trabalho atuarem de forma ostensiva, na tentativa de fazer com que as empresas cumpram o regulamentado por lei, particularmente, a norma NR 9.

Referências

[1] TIMOTHY, R. H. and PATTERSON, R. M., Radio – Frequency and ELF Electromagnetic Energies – A Handbook for Health Professionals, New York: Van Nostrand Reinhold - International Thompson Publish (ITP) Inc., 1995.

[2] ICNIRP – International Commission on Non-Ionising Radiation Protection, "Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz)", *Health Physics*, 4 (74): 494-522, April 1998.

[3] ANSI – American National Standards Institute, "IEEE C95.1 – 1999: IEEE Standard for Safety levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz", The Institute of Electrical and Electronic Engineers, Inc., 3 Park Avenue, New York, NY 10016-5997, USA.

[4] ANSI – American National Standards Institute, "IEEE C95.3 – 2002: IEEE recommended Practice for the Measurement and Computations of Radio Frequency Electromagnetic Fields With Respect to Human Exposure to Such Fields, 100 kHz–300 GHz", The Institute of Electrical and Electronic Engineers, Inc., 3 Park Avenue, New York, NY 10016-5997, USA.

[5] ANATEL – Agência Nacional de Telecomunicações, "Regulamento sobre a Limitação da Exposição a Campos Elétricos, Magnéticos, e Eletromagnéticos na Faixa de Radiofreqüências entre 9 kHz e 300 GHz", Anexo à Resolução N°303 de 2 de Julho de 2002.

[6] MTE – Ministério do Trabalho e Emprego, "NR 9 – Programa de Prevenção de Riscos Ambientais (109.000-3)", Internet site: http://www.mtb.gov.br/Temas/SegSau/ComissoesTri/ctpp/oquee/conteudo/nr9/, acessado em 29/03/2004.

AMDI – Um Atlas Indexado para Mamografias Digitais via WEB

D. Guliato*, M. Caetano*, F. R.Janones*, S.C.L. Lima*, V. Deus*, R.M.Rangayyan**, R.S. Boaventura*, P.M. de Azevedo Marques*** e J.A.H.Rodrigues***

* Universidade Federal de Uberlândia/ Faculdade de Computação, Uberlândia , Brasil
**University of Calgary /Department of Electrical and Computer Engineering and Department of Radiology, Calgary, Canadá
***Universidade de São Paulo/ Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto, Brasil

e-mail: guliato@ufu.br

Abstract: Several mammographic image databases have been developed during the last 15 years. However, most of these databases do not include full information about the patient's clinical history and radiological findings, or, if they do, they are not available to the image processing research community. In this paper, we propose the development of an indexed atlas of digital mammograms that includes four views for each case, the patient's clinical history, and the radiological findings determined by expert radiologists. The complete radiological findings for each case are included in the atlas to support future medical research systems and breast disease diagnosis education systems. All the resources of the atlas – known as AMDI – will be available via the web.

***Palavras Chaves*: mamografias digitais, atlas indexado, recuperação de imagens por conteúdo**

Introdução

Câncer de mama é uma das principais causas de morte de mulheres. O diagnóstico precoce é fundamental para aumentar as chances de cura. A mamografia é um exame que tem sido largamente utilizado para analisar e diagnosticar tumores de mama como um tumor maligno ou uma massa benigna. Casos ambíguos que apresentem características suspeitas são avaliados usando procedimentos adicionais como vistas complementares, ultra-sonografia, ressonância magnética ou medicina nuclear. A biópsia é indicada quando os métodos de diagnósticos por imagem indicam uma suspeita de malignidade, sendo necessária uma confirmação.

Apesar dos avanços de qualidade alcançados na fabricação de equipamentos para aquisição de mamografias e pelas técnicas de filme de raio-x nos últimos anos, ainda hoje, em torno de 10% de tumores malignos não são detectados em mamografias de mulheres com idade acima de 50 anos e em torno de 25%, em mulheres com idade entre 40 e 49 anos [1]. Esses dados têm justificado o desenvolvimento de métodos de processamento digital de imagens para a detecção e análise de características obtidas a partir das mamografias, de tal maneira a auxiliar na redução de erros de diagnóstico, reduzir o uso de procedimentos auxiliares, reduzir mortalidade bem como os custos com a saúde. Esses dados justificam também o desenvolvimento de ferramentas computacionais para auxiliarem em atividades de ensino e pesquisa em diagnóstico de câncer de mama.

A chave para o desenvolvimento de novas técnicas de processamento digital de imagens, de ferramentas dedicadas ao ensino, à pesquisa e ao treinamento de radiologistas na leitura de mamogramas, está fortemente relacionada a uma base de dados mamográficos cuidadosamente construída e contendo um número de casos bem balanceados. Diversas bases de dados para pesquisas em mamografias foram desenvolvidas nos últimos 15 anos. As exigências para tais bases de dados foram discutidas no painel de especialistas em Sistemas Auxiliados por Computador para tumores de mama [2],[3],[4]. Algumas bases de dados mamograficos são de acesso público como *Digital Database for Screening Mammography (DDSM)* [5], *Mammography Image Analysis Society (MIAS)* [6] *e Lawrence Livermore National Laboratory and University of California at San Franciscco (LLNL/UCSF)* [7] enquanto outras são de acesso restrito a grupos de pesquisa da própria instituição como The University of Calgary Indexed Atlas of Mammograms [8], Senobase e Computer-Assited Library for Mammography (CALMA) [9]. Uma tabela contendo detalhes das diversas bases de dados mamográficos pode ser encontrada em Alto et al. [10].

A maioria das bases de dados citadas não inclui informações completas sobre a história clínica da paciente ou seu estilo de vida, são limitadas quanto ao número de vistas que disponibilizam e quanto aos achados radiológicos associados a cada caso. Além disso não suportam a inclusão de exames complementares como ultra-sonografia, magnificação mamográfica, ressonância magnética entre outros. As bases citadas também não disponibilizam vários exames de uma mesma paciente, informação útil para análise temporal das modificações que ocorrem na mama normal, ou para o estudo de câncer de intervalo.

A base de dados mamográficos requer técnicas adequadas de indexação e recuperação de imagens. A recuperação de imagens pode ser dividida em duas categorias: aquelas baseadas na descrição da imagem como textos, palavras chave, legenda, etc. [11] e aquelas baseadas em conteúdo da imagem que utilizam informações visuais como cor, textura, forma, etc para

indexar a imagem [12]. Estes últimos diferenciam-se na forma como extraem as informações visuais e como realizam a consulta.

Neste trabalho estamos propondo o desenvolvimento do AMDI - Atlas Indexado de Mamografias Digitais que gerencia uma base de dados mamográficos e suporta técnicas de recuperação de imagens por conteúdo. A base de dados do AMDI inclui quatro vistas da mamografia, informações sobre os achados radiológicos associados a cada vista informações sobre o histórico clínico da paciente, seu estilo de vida; suporta a inclusão de imagens referentes a exames complementares como ultra-sonografia ou ressonância magnética e mantém vários exames de uma mesma paciente realizados ao longo do tempo. O AMDI permite ainda associar a cada caso um conjunto de características, obtidas por técnicas de processamento digital de imagens, úteis para etapas de avaliação, análise, classificação e recuperação de imagens por conteúdo. Para garantir a recuperação de imagens por conteúdo, todos os dados disponíveis no AMDI estão sendo armazenados em um banco de dados relacional estendido, que incorpora à SQL (Structured Query Language) facilidades para incluir novos métodos de extração de características de imagens, definir novos vetores-característica, além de permitir consultas por similaridade, que consideram a imprecisão presente na recuperação de imagens por conteúdo. O AMDI está sendo desenvolvido para ser acessado, via web, através de uma interface gráfica interativa.

Características do AMDI

O AMDI é um sistema que integra módulos para inserção e/ou edição de mamografias; para auxiliar em atividades de pesquisa e de educação em diagnóstico de câncer de mama através de uma interface gráfica flexível, fácil de ser usada e disponível via web. A Figura 1 mostra um esquema do AMDI.

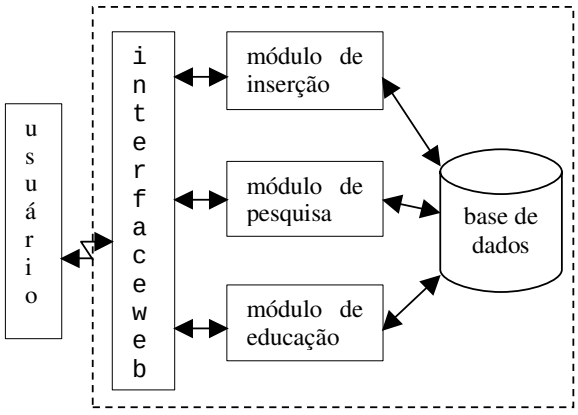


Figura 1: Representação esquemática do AMDI.

O foco deste trabalho é apresentar o módulo para construir a base de dados do AMDI e a proposta de extensão da arquitetura de um banco de dados relacional para suportar recuperação de imagens por conteúdo.

A base de dados do AMDI

A base de dados do AMDI está sendo desenvolvida usando o PostgreSQL como sistema de gerenciamento de banco de dados (SGBD). Consultas tradicionais à base de dados do AMDI podem ser efetuadas diretamente usando SQL disponível pelo SGBD. Este recurso não é disponível em nenhuma das bases de dados mamográficos existentes. Uma interface gráfica para auxiliar a pesquisa está sendo desenvolvida, para tornar esta etapa mais fácil para usuários inexperientes no uso de sistemas de banco de dados. Os casos que estão sendo armazenados na base de dados do AMDI têm diagnóstico comprovado por biópsia, e são cedidos pelo Serviço de Radiologia do Hospital de Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil - dentro do projeto "Banco de Imagens do HCFMRP- Módulo Mamografia", aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, processo HCRP No 10093/2002.

A base de dados está sendo construída de forma a conter um número balanceado de casos, distribuídos entre malignos, benignos e normais, contendo calcificações e/ou nódulos. Cada caso inclui duas vistas de cada mama [cranio-caudal (CC) e médio-lateral oblíquo (MLO)].

A base de dados do AMDI está sendo projetada para ser usada pela comunidade médica e pela comunidade de pesquisadores em processamento digital de imagens. Para atender a comunidade de pesquisadores em processamento digital de imagens, a cada caso é associado o contorno do músculo peitoral (vista MLO) e da mama, o contorno da massa (se presente), a localização do agrupamento de calcificações ou microcalcificações e o número de ocorrências de calcificações ou microclacificações por agrupamento. Os contornos da massa, mama e músculo peitoral e a localização do agrupamento de calcificações são desenhadas ou identificadas interativamente por usuários credenciados. A inserção de novos casos no AMDI é feita via web, o que agrega ao sistema a possibilidade de integrar equipes que trabalhem em centros geograficamente distantes.

Outro objetivo do AMDI é permitir que médicos façam levantamentos estátisticos relacionados à incidência de câncer de mama. Para isto, as informações disponíveis na base de dados do AMDI abordam desde a história clínica da paciente até informações sobre seu estilo de vida, incluindo se bebe, se fuma, se toma antidepressivos, se pratica esportes, qual tipo de alimentação, entre outras. A base de dados do AMDI suporta também a inclusão de vários exames de uma mesma paciente. Esta informação temporal será usada para desenvolver estudos sobre a evolução de casos normais para patológicos ou para estudar as mudanças que ocorrem em mamas normais ao longo do tempo.

O AMDI também permite que sejam feitos *downloads* da base de dados mamográficos, de forma seletiva ou total tornando a informação disponível para as comunidades médica e científica interessadas no diagnóstico de câncer de mama. O AMDI está sendo desenvolvido para atender diferentes grupos de pesquisa ou clínicas radiológicas, cada um trabalhando com

imagens e facilidades de processamento digital de imagens próprias. Como imagens vindas de várias fontes são armazenadas em um mesmo ambiente, o AMDI associa a cada caso dados relativos a aquisição da imagem incluindo se a imagem é originalmente digital ou foi digitalizada, e no último caso o modelo e resolução do *scanner*; dimensão e formato da imagem; origem do caso; a função de regressão que mapeia pixels da imagem na densidade ótica correspondente. Estes dados são úteis para a comunidade de processamento digital de imagens para avaliar métodos de detecção e análise, classificação e reconhecimento de padrões em mamografias.

Para incluir um novo caso, o radiologista entra com a identificação da paciente, as duas vistas de cada mama, e informaçoes sobre achados radiológicos de caráter geral como distorção arquitetural das mamas, densidade assimétrica, nódulo palpável, grau de agressividade do tumor, presença de calcificações e diagnóstico de acordo com a classificação BI_RADS [13]. O AMDI também requer o contorno da mama e o limite do músculo peitoral.

O AMDI disponibiliza um campo de texto para registrar outras informações, cujo conteúdo poderá ser utilizado por técnicas de *data-mining* para descobrir conhecimentos implícitos. Para cada tipo de achado radiológico, massa ou calcificações, o AMDI mantém uma interface adequada de entrada, para facilitar a inserção das características da patologia, sua localização e seu contorno, quando aplicável.

A Extensão do Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados

O conteúdo de uma imagem pode ser representado por um ponto num espaço de características multidimensional. Este ponto é o *vetor-característica*, cujos elementos descrevem a imagem. Cada elemento do vetor-característica ou *descritor* é obtido pela execução de uma função chamada *extrator de características.* O vetor-característica é formado por uma combinação de descritores, de acordo com a pesquisa a ser realizada. Para garantir flexibilidade às pesquisas por conteúdo, propomos uma extensão para a arquitetura do SGBD PostgreSQL conforme mostra a Figura 2.

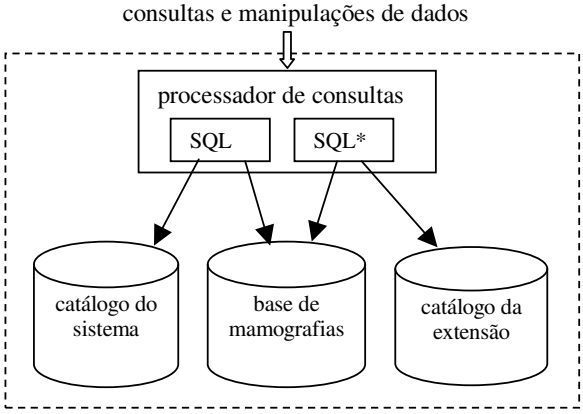


Figura 2: Arquitetura estendida de um SGBD para suportar recuperação de imagens por conteúdo.

A arquitetura proposta é composta por um módulo SQL* que estende a linguagem SQL de tal forma a permitir a inclusão de novos métodos para extração de características, assim como a definição de novos vetores-característica e novos operadores para realizar consultas. Os comandos estendidos da SQL* estão sendo implementados em C ansi e em pl/pgsql, uma linguagem procedimental disponível no PostgreSQL [14] e são apresentados na Figura 3. Ressaltamos que todos os comandos da SQL padrão serão preservados.

CREATE_EXTRACTOR (p1, p2, p3, p4) - cria uma nova função para extrair características de uma imagem, onde:
p1: <NomeExtrator>
p2: <TipoDadoRetorno>
p3: <Caminho da Função>
p4: <ListaParâmetros>

CREATE_FEATUREVECTOR (p1, p2, p3) - cria um novo vetor-característica como uma combinação de extratores previamente definidos, onde:
p1: <NomeFeatureVector>
p2: <ListaExtratores>
p3: <MétodoIndexação>

CREATE_OPERATOR (p1, p2, p3) - cria um novo operador para realizar consultas. Um exemplo é criar um operador para recuperar os k-vizinhos mais próximos de uma imagem de referência, onde:
p1: <NomeOperador>
p2: <ListaParâmetros>
p3: <Caminho da Função Operador>

CREATE_INDEX (p1, p2, p3) - cria um novo índice associado ao vetor-característica desejado. Todos os atributos deste vetor serão usados na indexação, onde:
p1: <NomeÍndice>
p2: <NomeFeatureVector>
p3: <MétodoIndexação>

DROP_FEATURE_VECTOR (p1) - remove o vetor-característica especificado, onde:
p1: <NomeFeatureVector>

Figura 3: Comandos estendidos da SQL*.

As funções de inserção e remoção de casos ou de pacientes da base de dados do AMDI exigem que os comandos INSERT INTO e DELETE FROM do SQL sejam complementados através do desenvolvimento de rotinas implementadas por triggers para garantir a consistência de cada vetor-característica criado para as imagens inseridas ou removidas. O comando SELECT/ FROM/ WHERE do SQL do PostgreSQL suporta os novos operadores criados através da SQL*.

Conclusão

Este artigo apresentou o AMDI, um atlas indexado de mamografias digitais. Usuários autorizados

(radiologistas) podem incluir novos casos na base de dados do AMDI através de uma interface gráfica simples acessada via web. A base de dados associa a cada novo caso informações sobre a história clínica da paciente e seu estilo de vida; achados radiológicos globais e específicos; o contorno da massa e da mama; características do diagnóstico; a localização e o número de calcificações ou microcalcificações por agrupamento selecionado. O AMDI permite a análise estatística da incidência de câncer de mama considerando história clínica da paciente, raça, idade, dieta, estilo de vida e etc., de acordo com o interesse do pesquisador. Estas consultas podem ser obtidas diretamente usando a linguagem de consulta SQL do PostgreSQL. A base de dados foi projetada para permitir a aplicação de técnicas de mineração de dados para obter regras de associação, mineração de seqüências e mineração de informações temporais com o objetivo de descobrir conhecimentos implícitos. Tais descobertas poderão ser úteis em sistemas automáticos de apoio ao diagnóstico de câncer de mama.

Para suportar recuperação de imagens por conteúdo, os SGBD relacionais precisam ser estendidos para que possam incluir novos extratores de características, novos vetores-característica bem como consultas baseadas em similaridade. Propusemos uma extensão para a arquitetura do PostgreSQL e para a linguagem SQL de forma a suportar adequadamente pesquisas do tipo "recupere todos os casos em que as imagens são similares a uma imagem dada como referência". Outra importante aplicação do AMDI é o sistema de educação para auxiliar estudantes no aprendizado de interpretação e diagnóstico de mamogramas. O mapa de conteúdo está sendo projetado usando técnicas de educação à distância e com o objetivo de disponibilizar uma navegação adequada. O AMDI, no atual estado de desenvolvimento pode ser acessado pelo endereço: www.lcc.ufu.br/amdi.

Agradecimentos

Este projeto está sendo financiado pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico – CNPq. Agradecemos ao Rafael de Sá o projeto visual das páginas disponíveis no AMDI.

Referências

[1] GIGER, M., MACMAHON, H. "Image processing and computer-aided diagnosis". *Imaging and Information Management: Computer Systems for a Changing Health Care Environment*, 34(3):565-596, 1996.

[2] KIMME-SMITH, C., "Clinical considerations for mammographic database", *Proc. of SPIE Biomedical Image Processing and Biomedical Visualization*, San Jose, CA. , Bellingham, WA: SPIE, Vol.1905, pp. 546-547, 1993.

[3] RANGAYYAN, R.M., PARANJAPE, R.B., SHEN, L., and DESAUTELS J.E.L., "A database for mammographic image research", *Proc. of SPIE Biomedical Image Processing and Biomedical Visualization*, San Jose, CA., Bellingham, WA: SPIE, Vol. 1905, pp. 550-551. 1993.

[4] KARSSEMEIJER, N. "A common database for research in mammographic image analysis", *Proc. of SPIE Biomedical Image Processing and Biomedical Visualization*, San Jose, CA., Bellingham, WA: SPIE, Vol. 1905, pp. 542-543. 1993.

[5] Univ. of South Florida. Digital database for screening mammography (DDSM). Internet site address: Http://marathon.csee.usf.edu/Mammography/Database.html, accessed on 03/05/2004.

[6] Mammographic Image Analysis Society (MIAS) database. Internet site address: http://www.isbe.man.ac.uk/research/Mamm2/sues2.html, accessed on 03/05/2004.

[7] Lawrence Livermore National Laboratories (LLNL) and University of California at San Francisco (UCSF). Digital mammogram library. Internet site address: http://www.llnl.gov/eng/ee/erd/siprg/mamhome.html, accessed on 03/05/2004.

[8] ALTO, H., RANGAYYAN, R.M., and DESAUTELS, J.E.L. "An indexed atlas of digital mammograms". *Proc 6th International Workshop on Digital Mammography,* Bremen - Germany, pp: 309-311, 2002.

[9] AMENDOLIA, S.R., BISOGNI, M.G., BOTTIGLI, U., CECCOPIERI, A., DELOGU, P., MARCHI, A., MARZULLI, V.M., PALMIERO, R., STUMBO, S., "The CALMA project: a CAD tool in breast radiography". *In International Conference on Computing in High Energy and Nuclear Physics* (CHEP), Padova – Italy, pp-pp, 2000.

[10] ALTO, M. H. *Indexed Atlas for Computer-aided Diagnosis of Breast Cancer,* Ph.D. thesis, University of Calgary, Calgary, Alberta, Canada, 2003.

[11] GOODRUM,A.A., "Image Information Retrieval: An Overview of Current Research". *Information Science*, 3(2):63-67, 2000.

[12] SMEULDERS, W., WORRING, M., SANTINI, S., GUPTA, A., and JAI, R.. "Content-based image retrieval at the end of the early years". *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 22(12):1349--1380, 2000.

[13] American College of Radiology (ACR). *Illustrated breast image reporting and data system (BI-RADS™).* Reston VA: 3rd edition, 1998.

[14] STONEBRAKER, M., ROWE, L.A., and HIROHAMA, M. "The implementation of POSTGRES". *IEEE Transactions on Knowledge and Data Engineering*, 2(1):125-142, 1990.

IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE GESTIÓN TECNOLÓGICA EN EL DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA CLÍNICA DEL CIRA GARCIA

E. Pozo, J. Castilla*, A. Miguel**

* Clínica Central Cira García / Departamento de Ingeniería Clínica, Ciudad de la Habana, Cuba
** Centro de Bioingeniería / Facultad de Ingeniería Eléctrica CUJAE, Ciudad de la Habana, Cuba

e-mail: elsa.pozo@infomed.sld.cu

Abstract: With this work we want to present the experience of our Department of Clinical Engineering in the automation of the Administration of the Maintenance of the Medical Equipment, from the implementation of an Attended System of Technological Administration for Computer that plans and it organizes the tasks related with the Technology in the Hospital. We carry out a brief description of the Institution starting from their mission and reach, we frame our work in two important moments and we present some administration indicators in form of charts and graphics that show the reached results, demonstrating an excellence attention so it should be guaranteed at reasonable costs, by means of an effective Hospital Technological Administration.

***Palabras clave*: Automatización de la Gestión de Mantenimiento, Sistema de Gestión Tecnológica, Gestión Tecnológica Hospitalaria**

Introducción

Nuestra institución es una pequeña Clínica que consta con un total de 384 trabajadores de los cuales 52 son especialistas médicos y 55 son enfermeros(as). La misma posee 39 habitaciones para hospitalizados, 6 quirófanos, 2 camas de cuidados progresivos y 2 de intensivos. Cuenta además con 3 consultas de Estomatología y un laboratorio de Prótesis Estomatológico equipado en su totalidad para este servicio. Su principal misión es la atención médica hospitalaria, ofreciendo para esto todas las especialidades, excepto obstetricia y cirugía cardiovascular.

A finales del año 1999 es creado, en un área de 18 metros cuadrados, el departamento de Electromedicina contando en esos momentos con dos Ingenieros y un técnico, los cuales asumen como actividad principal y única el mantenimiento correctivo a los equipos médicos.

Al aumentar la demanda de nuevos requerimientos en la calidad del servicio médico, en la seguridad a los pacientes, en la sustitución y la adquisición de la nueva tecnología y la necesaria e inmediata acreditación hospitalaria según las normas ISO 9000, este departamento se ve forzado a ampliar su campo de acción hacia nuevas funciones, algunas de las cuales son las siguientes:

- Valoración de nuevas tecnologías
- Gestión del Equipamiento
- Gestión de riesgos
- Aseguramiento de la calidad
- Proyectos de Investigación con terceros (universidades)
- Capacitación
- Gestión técnico administrativas
- Mantenimiento preventivo, entre otras.

A partir de este momento se comienza a trabajar en la Automatización de la Gestión de Mantenimiento al Equipamiento Médico, estableciéndose un convenio con la Universidad CUJAE y comenzando a implementar un Sistema de Gestión Tecnológica Asistido por Computadora [1] SMACOR, el cual garantizaría la seguridad y la eficiencia en esta labor.

Materiales y Métodos

El SMACOR [2], es un sistema que establece en primera instancia la prioridad del equipamiento, teniendo en cuenta principalmente su riesgo y su función fundamental es la de automatizar la gestión de mantenimiento. Está provisto de herramientas para gestionar la tecnología biomédica instalada y el personal sobre bases de tiempo real, es decir que en función de estos se puede replanificar lo que se previó. Brinda además un sistema de reportes predeterminados que permiten simplicidad en el trabajo y gran capacidad de análisis de información para los administradores.

Para introducir los datos a este sistema de mantenimiento se realizaron las tareas siguientes:

- Instalamos en el departamento una PC (los requerimientos mínimos para instalar este software son: Procesador 486 a 100 MHz, 2.1 Gbyte de disco duro, lector de CD-ROM, torre de 3 ½, Mouse, Teclado e Impresora de punto de carro largo).
- Actualizamos el levantamiento de los equipos médicos, identificándolos en su principio, por dos números, uno el de serie de fabricación y otro el que es asignado a cada equipo por el departamento económico de la institución (que llamamos numero de inventario).
- Separamos estos equipos en grupo, genérico, marca, modelo, país de fabricación (entiéndase por el lugar

donde fue fabricado el equipo), así como su alimentación, consumo de trabajo y la especialidad técnica que los atiende.

- Codificamos las tres Sud-direcciones existentes en la Clínica (Sud-dirección de enfermería, Sud-dirección facultativa y Sud-dirección administrativa, que se subordinan directamente al Director de la entidad) así como sus correspondientes centros de costos (responden, de acuerdo al servicio que presta dentro del hospital y a su personal, a una Sud-dirección específica).
- Clasificamos por riesgo los equipos, según las agencias reguladoras, ECRI y FDA. La mayoría de los equipos los clasificamos según la agencia ECRI con los procedimientos obtenidos en el Centro de Control Estatal de Equipos Médicos, los equipos que no aparecieron en este centro los clasificamos según la agencia reguladora FDA.
- Recopilamos los datos de las Firmas y filiales que nos suministran tecnología médica, insumos, material gastable y piezas de repuestos.
- Creamos una ficha de identificación para cada especialista que labora en el departamento con los datos de calificación, salario por hora, cantidad de horas laborales al año y el por ciento de tiempo destinado al mantenimiento preventivo y correctivo.
- Identificamos los tipos de fallos de los equipos por un código, describiendo estos fallos.

Este sistema nos permite la aplicación paso a paso de los procesos que se incluyen en el mismo. La planificación del mantenimiento preventivo y las emisiones de sus órdenes se comenzó en el año 2001, posteriormente (en el 2002) las del mantenimiento correctivo. Aún estamos trabajando en la introducción en el sistema de las tareas de mantenimiento, para que al emitir las órdenes del preventivo aparezcan en las mismas los procedimientos y el operario, dado el tipo de mantenimiento, sepa que tarea le corresponde a cada equipo.

La misión de nuestro Departamento de Ingeniería Clínica es la de garantizar una atención de excelencia a costos razonables, mediante una eficaz Gestión Tecnológica Hospitalaria y una excelente Gerencia de Equipos Médicos [3]. Tenemos en la actualidad 4 años de trabajo y a pesar de no haber utilizado el sistema al 100% de sus posibilidades ha sido una herramienta de trabajo muy útil para cumplir con los nuevos objetivos trazados en ese departamento.

Resultados

Apoyados en este sistema de gestión tecnológica obtuvimos los resultados siguientes:

- Inventario actualizado y estandarizado.
- Mejor distribución del fondo de tiempo, ahora con participación en la gestión y adquisición de la tecnología.
- Documentación y control de los procedimientos (mantenimientos, inspecciones, adquisiciones e historial de los equipos).
- Automatización de la actividad de mantenimiento.
- Disminución de los tiempos de respuestas.
- Establecimiento de indicadores para medir eficiencia de las actividades del departamento.
- Disminución de la duración de las intervenciones correctivas y preventivas.
- Disminución del tiempo de cambio de estado del equipamiento.
- Nueva estructura en el departamento, mayor área de trabajo para el mismo y reconocimiento por la Institución de la denominación de Departamento de Ingeniería Clínica.

En la Tabla I se muestran los resultados de distribuir, según la metodología de trabajo, los equipos médicos de la Institución

Tabla 1: Clasificación Inventario Equipos Médicos

Especialidades	Total equipos	Mp	Contratados a 3ros
Electrónica Labora.	24	14	3
Electrónica Médica	93	89	-
Estomatología	70	54	-
Electromecánica	200	161	-
Esterilización	26	22	-
Electro-óptica	18	10	-
Salón y vacío	15	12	-
Imagenología	41	38	15
Oxígeno	29	24	-
Óptica-fibra óptica	92	84	-
Equipos medición	72	0	-
Totales	680	508	18

En la figura 1 podemos observar el incremento del equipamiento medico en esta institución en un periodo de 4 años.

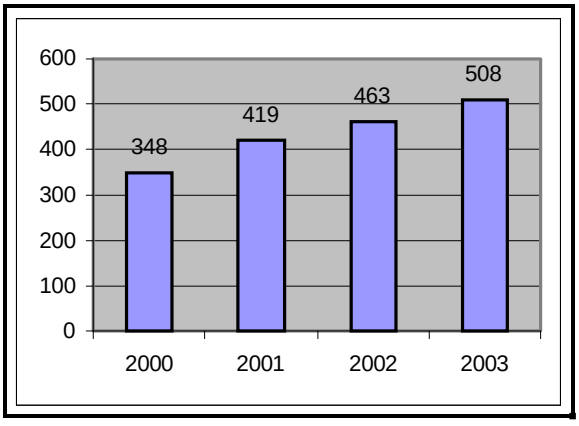


Figura 1: Incremento del equipamiento

En la Figura 2 mostramos la cantidad de equipos adquiridos en estos años, y de estos, cuantos fueron instalados por nuestro departamento.

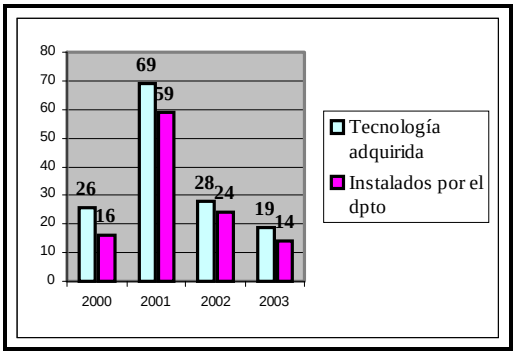


Figura 2: Adquisición e instalación de la tecnología

En la Figura 3 comparamos la distribución del fondo de tiempo del departamento en el periodo 2000-2001.

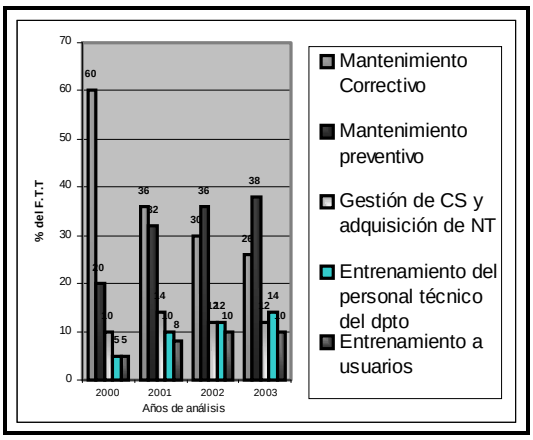


Figura 3: Distribución del fondo de tiempo

En las tablas 2 y 3 se aprecia el comportamiento del mantenimiento preventivo y correctivo. En la Tabla 2 podemos observar que la eficiencia es mayor que el 100%, esto principalmente se debe a que al realizar la planificación por equipo de la duración de cada intervención se le asigna un tiempo alto y realmente se realizan en menos tiempo, este es un indicador que debemos mejorar. En la Tabla 3 se puede apreciar una disminución en el tiempo promedio de cambio de estado, significando esto un aumento en la operatividad de la tecnología instalada.

Tabla 2: Comportamiento del mantenimiento preventivo durante el periodo del 2001 al 2003

Indicadores	2001	2002	2003
Ordenes planificadas	522	583	458
Ordenes realizadas	522	550	443
Cumplimiento plan %	100	94.33	96.72
Horas totales planificadas (h)	716.1	873.9	487.00
Horas totales realizadas (h)	696.58	763.0	413.30
Eficiencia = H.T.Plan/ H.T.Real (%)	102.80	114.53	117.83

Tabla 3: Comportamiento del mantenimiento correctivo durante el periodo del 2002 al 2003

Indicadores	2002	2003
Ordenes emitidas	132	127
Ordenes realizadas	131	124
Cumplimiento plan %	99	89
Horas totales correctivo	233.50	144.90
Tiempo respuesta promedio (h)	9.47	6.82
Duración promedio de las intervenciones (h)	3.04	2.60
Tiempo promedio de cambio de estado (h)	11.17	7.77

Discusión

De acuerdo a los resultados analizados en estos años, podemos afirmar que se ha alcanzado ampliamente la meta propuesta al implementar un sistema automatizado de gestión tecnológica en el departamento de Ingeniería Clínica de nuestra institución pudiendo definir por cada equipo su especialista responsable, el tipo de mantenimiento (menor o mayor), el ciclo de mantenimiento (en meses) y el tiempo entre intervenciones. Ser clasificaron, los equipos contratados por entidades externas, con un número de código contrato-firma, fecha de inicio y duración (en meses) del contrato, el tipo de mantenimiento y finalmente el monto del contrato. Se ha logrado utilizarlo como una herramienta más de trabajo la cual ha contribuido a elevar la calidad del servicio brindado por esta área [3].

Estamos inscrito en un Servicio de Lista de Distribución de Red IRIS, donde existe una lista de correo sobre Tecnología Médica e Ingeniería Clínica, mediante la cual hemos podido contactar con el Jefe de mantenimiento del Hospital 1er Nivel en Valledupar, Cesar, Colombia, con Un Bioingeniero de Salvador Bahía Brasil, con un Ing. de Colombia del cual solo conservo su nombre, con una estudiante de administración en el Cefet Facultad Federal de Bahía y otros más, todos pidiendo información sobre el mantenimiento hospitalario y los sistemas automatizado de gestión tecnológica ya que opinan que los mismos contribuyen al mejoramiento de la eficiencia de sus indicadores.

Conclusión

La Gestión Tecnológica Hospitalaria, no es más que una labor de aproximación sistemática para proveer al hospital de la tecnología apropiada, segura, eficaz y a costos-efectivos, en otras palabras, es el conjunto de procedimientos llevados a cabo para la adquisición, instalación y uso de las tecnologías biomédicas a fin de garantizar su explotación con el máximo de prestaciones de calidad y seguridad a costos efectivos [4].

La Gestión de Mantenimiento es una herramienta para apoyar al personal médico y de ingeniería en el desarrollo, control y dirección de un Programa de Mantenimiento para el Equipo Médico garantizando su operación segura a máximas prestaciones. Hemos

querido presentar con este trabajo los indicadores que se han mejorado en nuestro departamento a partir de la automatización de la gestión tecnológica y divulgar en que nos puede ayudar a enfrentar los retos actuales que se nos presentan como Ingenieros Clínicos en cuanto a la gestión y manejo de la tecnología.

Conocemos que esta en fase de terminación por los especialista de la CUJAE una versión mas avanzada de este sistema de gestión tecnológica que podrá ser conectado en una Intranet, lo que amplia mas sus posibilidades, pues desde cualquier estación de trabajo se puede acceder a estos indicadores y conocer el estado real del mantenimiento y del equipamiento médico, así como, emitir los reportes de mantenimiento correctivo directamente desde las diferentes áreas donde estén instalados los equipos, agilizando mas este servicio.

Referencias

[1] A. Miguel, E. Rodríguez, M. C. Sánchez, J. Albin. E Broche. "Sistema de gestión tecnológica asistido por computadora en un sistema de información hospitalario". Memorias III Congreso de Informática Médica de la Habana. Convención Informática 2000.

[2] M. C. Sánchez, A. Miguel y E. Rodríguez. "Sistema para la aplicación del mantenimiento preventivo para equipos médicos SMACOR". Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicación. Vol. 20, 44, 1999.

[3] Diplomado de Ingeniería Clínica en la Universidad ISPJAE, Ciudad de la Habana, Cuba

[4] E. Rodríguez. M. C. Sánchez y A. Miguel "Gestión de Mantenimiento para equipos médicos". Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicación. No. 1 del 2001.

VALIDACIÓN DEL DISEÑO DEL TERMOCICLADOR TEMPER PARA SU APLICACIÓN EN LABORATORIOS DE DIAGNÓSTICO MOLECULAR

J. Gentile*, A. Fereira*, J. Alfonso*, H. Herrera*, A. Rodríguez*, J. Méndez**, M. N. Mora*, A. Armas*, A. K. Fernández*, Y. González*, E. Morales*, V. Alonso*, I. García*, I. González*

* Centro de Inmunoensayo, La Habana, Cuba
** Laboratorio de Ensayos de Tropicalización, La Habana, Cuba

e-mail: intemper@cie.sld.cu

Abstract: An analysis of the performance characteristics and the technical requirements compliance of a new designed thermal cycler is presented in order to demonstrate that it can be successfully implemented for the intended application. The thermal cycler TEMPER is an instrument used in molecular diagnostic laboratories. The stages performed in the validation process of this device and the most important results obtained in validation tests are described, considering the compliance of international regulations for medical electrical equipments validation. Tests results are also compared with the requirements internationally reported at present for this kind of equipment.
***Palabras clave*: Validation, thermal cycler, PCR.**

Introducción

El objetivo del presente trabajo es caracterizar el funcionamiento del termociclador TEMPER, desarrollado en el Centro de Inmunoensayo (CIE), y confirmar la posibilidad de su aplicación para el uso que fue previsto en el diseño.

El termociclador TEMPER es un equipo de laboratorio que permite llevar a cabo de forma automática y reproducible la sucesión de ciclos de temperatura necesarios para lograr la reacción en cadena de la polimerasa (RCP). La polimerasa es una encima termoestable, cuyas propiedades han permitido la automatización del proceso RCP en una forma relativamente sencilla.

La RCP permite realizar en el laboratorio la amplificación selectiva de una región particular del ADN (o el ARN) mediante la imitación del fenómeno de la repetición del ácido nucleico (AN) en los seres vivos. Ella requiere de 3 pasos térmicos: (1) la desnaturalización de la cadena doble de AN, que se logra a temperaturas entre 92 y 96ºC, (2) la hibridación de los cebadores a un lugar complementario de la plantilla, que se hace a temperaturas entre 45 y 72ºC, y (3) la extensión del cebador que ocurre a 72ºC. El esquema de desnaturalización, hibridación y extensión, con cada paso definido por un período de tiempo fijo se llama ciclo. La repetición de esos ciclos es la que permite amplificar el ADN [1].

El termociclador posee una cámara que contiene en su interior las muestras de AN que van a ser procesadas. Ellas descansan sobre un bloque, generalmente de aluminio, fabricado con orificios, dispuestos matricialmente, que tienen la forma de los recipientes que contienen el líquido. Las muestras se calientan o enfrían a través de la temperatura que les transmite el bloque, quien recibe la acción directa de dispositivos controlados electrónicamente. Este tipo de instrumento, por las exigencias de los ensayos de RCP y el avance tecnológico actual, tiene requerimientos rigurosos en cuanto a la exactitud, uniformidad y reproducibilidad de la temperatura; también el control interno del mismo debe propiciar un mínimo sobre-impulso y un bajo tiempo de establecimiento cuando se alcanza la referencia deseada [2].

Los sistemas de validación de equipos de laboratorio, generalmente comprenden la calificación del diseño, la instalación, la parte operacional y el desempeño en el lugar de destino [3]. Basado en estos elementos, en el CIE existe un protocolo, elaborado por el Departamento Central de Aseguramiento y Control de la Calidad (DCACC), que contempla una serie de etapas para realizar la validación de los nuevos modelos de equipos desarrollados [4]. Ellas son: *Ensayos de certificación*, *Pruebas de seguridad*, *Caracterización funcional* y *Pruebas de terreno*.

Los nuevos equipos se evalúan teniendo en cuenta el cumplimiento de la norma EN 60601-1:1999 [5]. Los métodos y especificaciones para la realización de los ensayos están sustentados en procedimientos cuya concepción concuerda con la norma NC-ISO 9001:2000 [6] y en el caso de los laboratorios externos acreditados con la norma NC-ISO/IEC 17025:1999 [7].

El trabajo hace referencia a todas las etapas mencionadas, pero los resultados que se muestran en el mismo se refieren principalmente a la medición de los parámetros más importantes de este tipo de instrumento.

Materiales y métodos

Como norma, el número mínimo de equipos que se producen con vistas a la evaluación es 6, debido al tamaño requerido de la muestra para las diferentes pruebas. Cada equipo posee una unidad de atemperación en cuyo interior se colocan los tubos con las muestras. En la Figura 1 se puede observar dicha unidad. La misma tiene una capacidad de 25 muestras en tubos de 0.2ml.

Para los ensayos se cuenta con instrumentos de medición calibrados y certificados por el Instituto Nacional

de Investigaciones en Metrología, organismo acreditado para estos fines en Cuba, así como con el software necesario para almacenar y procesar los datos de las mediciones que se realizan en todo el proceso de validación.

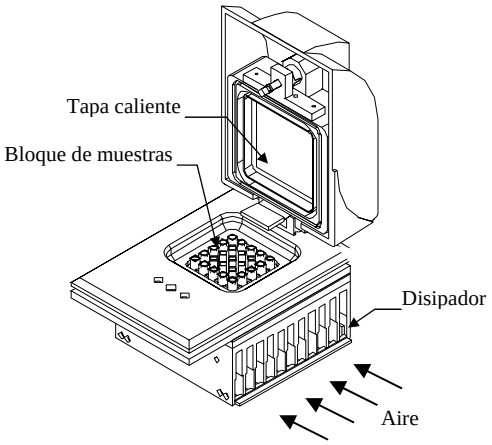


Figura 1: Unidad de atemperación del termociclador TEMPER.

Las *pruebas de certificación* son realizadas directamente por el DCACC, y tienen como objetivo verificar que los equipos sometidos a validación cumplan las especificaciones de calidad establecidas desde la fase de diseño. Aquí se realiza la comprobación del acabado general y a continuación se hacen las comprobaciones funcionales.

Las *pruebas de seguridad* son realizadas en laboratorios acreditados por el Centro de Control Estatal de Equipos Médicos (CCEEM) de Cuba. En estos laboratorios se ejecutan, principalmente los ensayos de seguridad eléctrica y los ensayos climáticos, igualmente se pueden realizar pruebas de seguridad contra vibraciones y otras más.

Las pruebas de *caracterización funcional* se diseñan para verificar la fiabilidad del equipo, la reproducibilidad de las especificaciones de calidad, así como la adecuada respuesta a todas las funciones preestablecidas y la estabilidad en el tiempo. Las mismas se realizan por parte de una comisión multidisciplinaria, donde intervienen principalmente, el laboratorio de Control de Calidad Instrumental y el laboratorio de Control de Calidad Analítico.

Estas pruebas, de acuerdo al propósito que persiguen se agrupan en cuatro grupos. Son estos:

- Funciones de trabajo.
- Estabilidad y reproducibilidad.
- Protección contra fallas y errores.
- Prueba bajo condiciones controladas de uso.

Las *pruebas de terreno* se dirigen a verificar, bajo condiciones reales de explotación, la capacidad del equipo de satisfacer el uso previsto de forma consistente. Ellas se realizan en laboratorios de la Red Nacional de Salud Pública u otro que disponga de las condiciones necesarias para llevar a cabo la evaluación.

Esta fase comprende pruebas para:

- Verificar la robustez (condiciones de embalaje, transportación, fiabilidad).
- Comprobar el correcto trabajo en el laboratorio (pruebas analíticas que avalan la calidad del equipo).
- Verificar el nivel de satisfacción del cliente (por medio de encuestas y contactos directos).
- Comprobar facilidades para el mercado no asistido (instalación, efectividad del manual de usuario, limpieza, mantenimiento, reparaciones menores).
- Valorar la facilidad del uso (comodidad de uso, estética, opciones de trabajo y otros).

Todas las etapas del proceso de validación llevan incluida, de una forma u otra, la comprobación del cumplimiento de las especificaciones del producto.

En la actualidad, para comprobar el funcionamiento de un termociclador se pueden distinguir dos formas de medición. La técnica más común es la de hacer mediciones estáticas, siendo usada generalmente en hornos e incubadoras. Pero los termocicladores son equipos más complejos, pues como permiten que su velocidad, uniformidad y exactitud puedan ser llevadas a sus límites durante el trabajo, los usuarios desarrollan protocolos que aprovechan esta posibilidad técnica. Los períodos de un ciclo a otro y las temperaturas se sintonizan a su punto óptimo, con la intención global de acortar el tiempo total del proceso [8].

Como consecuencia de este desarrollo, la medición estática, no es la herramienta más adecuada para caracterizar y calibrar un termociclador. Por eso en esta aplicación se usa un termómetro de 8 canales que permite hacer mediciones en varias posiciones dentro del bloque de las muestras. Uno de los rasgos principales de este instrumento es su capacidad para realizar las medidas de temperatura por los 8 canales a la vez, de forma dinámica, durante la corrida de todo el protocolo, con un grado de exactitud alto y a una velocidad de muestreo de 2 mediciones/segundo por cada canal. La información recogida por este sistema no sólo es valiosa para determinar la uniformidad y exactitud del termociclador, ya que además da información significativa sobre otros parámetros, como el sobreimpulso de temperatura del bloque, la tendencia de la temperatura, la velocidad de la rampa, el comportamiento entre un ciclo y otro, o entre dos bloques diferentes, los errores de uniformidad causados por cargas diferentes en el bloque, y la medición de los tiempos reales de cada paso de la corrida [8].

Una de las cuestiones a tener en cuenta para la caracterización funcional, es preparar el experimento teniendo en cuenta que los 8 sensores de temperatura del instrumento de medición, se encuentren uniformemente distribuidos en el bloque de la manera que se presenta en la Figura 2.

Las mediciones se hacen durante la corrida de un protocolo de trabajo en el equipo, el cual consta de las siguientes instrucciones:

1. 50ºC, 3:00 (50ºC durante 3 minutos)
2. 90ºC, 3:00 (90ºC durante 3 minutos)
3. Go to 1, 4 times (Ir al paso 1, 4 veces más)
4. End. (Fin del programa)

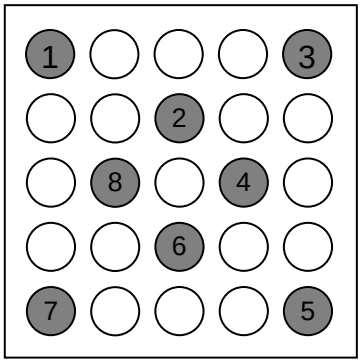


Figura 2: Disposición de los sensores de temperatura en el bloque de muestras.

Las especificaciones técnicas del TEMPER son:

- Exactitud de la temperatura: ±0.3ºC después de 30 segundos a 90ºC.
  Esta se calcula como la diferencia entre, el promedio de las mediciones de temperaturas de los 8 sensores y la temperatura de referencia (90ºC).
- Uniformidad térmica: ±0.5ºC de pozo a pozo.
  Se calcula como la desviación estándar de las mediciones de temperatura de todos los sensores a 90ºC, en los 30 segundos después de alcanzada la temperatura teniendo en cuenta los datos de los 5 ciclos programados.
- Sobreimpulso: 2ºC para cambios de temperatura de 50ºC a 95ºC y viceversa.
  Se determina como la diferencia máxima entre el promedio de las temperaturas medidas por los sensores y el promedio de las temperaturas medidas a partir del momento en que se alcanza la estabilidad en función de la referencia fijada, tomando en cuenta el máximo sobreimpulso obtenido en toda la corrida.
- Tendencia de la temperatura: ±0.005 después de 30 segundos a 90ºC.
  Se calcula como la pendiente que mejor ajusta las mediciones de todos los sensores tomando como intervalo de medición el tiempo que transcurre desde que se alcanza la estabilidad a 90ºC hasta el momento en que cambia la referencia, tomando en consideración los 5 ciclos.
- Reproducibilidad de la temperatura: ±0.1ºC después de 30 segundos a 90ºC y a 50ºC.
  Se determina como la máxima desviación estándar de los promedios de las mediciones realizadas para los pasos de temperatura de 90ºC y 50ºC en 5 ciclos.
- Tiempo de establecimiento: 30s.
  Se define como el tiempo que transcurre desde que la temperatura del sensor de control del equipo pasa por la referencia hasta que dicha temperatura deja de oscilar fuera del límite de ±0.3°C con respecto a la referencia programada.
- Tiempo en estado estacionario: ±9s en el control por la sonda.
  Es el promedio de los tiempos transcurridos desde que el valor medio de la temperatura medida por los 8 sensores externos sobrepasa la referencia hasta el momento en que termina cada paso de temperatura. Se registran los valores de las medias a 50ºC y a 95ºC.
- Velocidad de cambio de la temperatura: 3ºC/s ± 0.25°C/s para el calentamiento y -1ºC/s ± 0.25°C/s para el enfriamiento.
  Se calcula como la media de las pendientes que mejor ajustan las mediciones de temperatura del sensor de control del equipo cuando se pasa de un nivel de referencia a otro, para el intervalo comprendido entre el 10% y el 90% de la diferencia de temperatura entre los dos niveles. Se registran independientemente los valores medios de las rampas de enfriamiento y de calentamiento en los cinco ciclos.

Resultados

En la Figura 3 se muestra el perfil de temperatura obtenido en uno de los equipos comprobados. Puede observarse el comportamiento de la temperatura de los sensores en todo el tiempo de ejecución del programa alrededor de las referencias de temperatura fijadas.

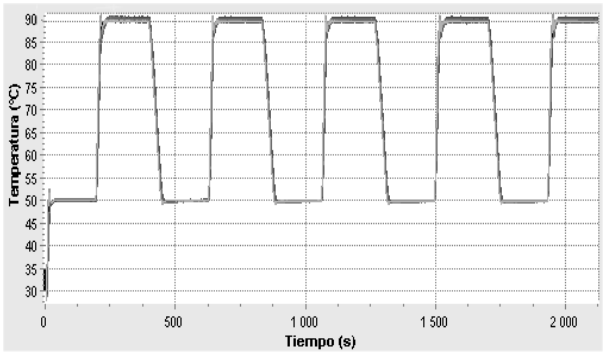


Figura 3: Perfil de temperatura de la corrida del protocolo de un equipo.

En la Figura 4 se muestra una ampliación de este perfil de temperatura para la llegada a 90ºC en uno de los ciclos del programa.

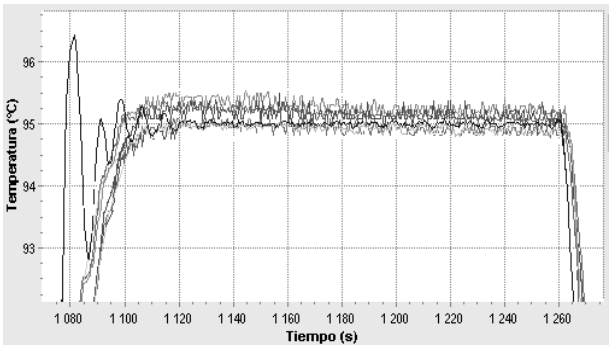


Figura 4: Ampliación del perfil de temperatura en uno de los ciclos para 90ºC.

En la Tabla 1 se muestran los resultados de las mediciones realizadas a los 6 equipos de la serie en la etapa de certificación.

Tabla 1: Pruebas realizadas a la serie corta.

Parámetro	Límite	Eq. 1	Eq. 2	Eq. 3	Eq. 4	Eq. 5	Eq. 6
Exactitud (ºC)	±0.3	0.19	0.19	0.14	0.28	0.27	~~0.41~~ 0.29
Uniformidad térmica (ºC)	±0.5	0.34	0.33	0.37	0.33	0.34	0.37
Sobreimpulso (ºC)	±2 (↑)	1.17	0.84	0.72	0.88	0.76	0.77
	±2 (↓)	-0.55	-0.54	-0.28	-0.47	-0.35	-0.39
Tendencia (ºC)	±0.005	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	-0.001
Reproducibilidad (ºC)	±0.1	±0.029	±0.026	±0.034	±0.023	±0.010	±0.016
Tiempo de establecimiento (s)	30	26	25s	23	23	15	21
Tiempo en estado estacionario (s)	±9	5	8s	-2	-4	5	7
Rampa de calentamiento (ºC/s)	3±0.25	2.89	2.85	2.79	2.92	2.86	2.83
Rampa de enfriamiento (ºC/s)	-1±0.25	-0.90	-0.90	-0.90	-0.91	-0.90	-0.90

Discusión

En lo referente a la Figura 3 puede notarse el comportamiento uniforme y repetitivo del sistema cuando es ejecutado el protocolo de trabajo.

En la Figura 4 se observa el comportamiento diferente de la temperatura de acuerdo con la medición de cada uno de los sensores por separado. Se distingue también el mayor sobreimpulso y la mayor velocidad de respuesta del sensor interno del bloque de las muestras con respecto a los sensores del termómetro que se ubican en los orificios donde se colocan los viales con las muestras. Este comportamiento diferente es debido al retardo que se introduce en el sistema de medición externo, pues el calor debe atravesar por varios medios antes de llegar a los sensores. Un comportamiento similar es que se da en las muestras cuando se trabaja en condiciones reales, por lo que no hay ninguna contradicción en el resultado.

La Tabla 1 brinda todos los detalles con respecto al resultado de la validación de los equipos. Como puede observarse, el equipo 6 tuvo un problema con la exactitud a 90ºC, lo que trajo consigo una nueva calibración del sensor de temperatura que se encuentra en el vial que se usa para el método de control de la sonda. Después de tomar esta medida el problema fue resuelto.

El resto de los resultados permite confirmar el buen resultado obtenido en la validación. Hay que decir que en todas las etapas de validación los resultados obtenidos fueron del mismo orden y dentro de los límites establecidos.

Finalmente una comparación realizada con otros equipos de su tipo existentes en el mercado, con prestaciones similares, como el Crocodile III de Oncor Inc., el MasterCycler 5330 de Eppendorf, el PTC-150 y el PTC-200 de MJ Research, permite afirmar que los parámetros medidos se encuentran en el mismo rango de los límites especificados por estos fabricantes.

Conclusiones

El proceso de validación realizado al nuevo modelo de termociclador diseñado y fabricado en el Centro de Inmunoensayo permitió constatar que dicho equipo puede ser aplicado para la función prevista en el diseño.

El hecho de validar una serie de 6 equipos constituye en sí la prueba de reproducibilidad en la fabricación de este modelo de equipo.

Los resultados obtenidos sirvieron como base, junto a un conjunto de documentos exigidos por el Centro de Control Estatal de Equipos Médicos para obtener el Certificado de Registro, válido para el uso y comercialización del TEMPER en Cuba, en la Red de Laboratorios del Sistema Nacional de Salud Pública.

Referencias

[1] ROLFS, A., I. SCHULLER, U. FINCKH AND I. WEBER-ROLFS. "PCR: Clinical Diagnostics and Research". Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Germany. 1992.

[2] GENTILE, J., HERRERA H., PICO, J.F., VALDÉS, J., DEL PORTAL, N., REGO, A. "Secuenciador Térmico para Laboratorios de Biología Molecular". Memorias del Segundo Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, Habana, Cuba. 2001.

[3] LABCOMPLIANCE, "Equipment Validation and Qualification". Internet site address: http://www.labcompliance.com. Visited on 4/28/2004

[4] DEPARTAMENTO CENTRAL DE ASEGURAMIENTO Y CONTROL DE LA CALIDAD. "Fases del Protocolo de Validación de Nuevos Equipos". Centro de Inmunoensayo, Habana, Cuba. 1999.

[5] COMITÉ EUROPEO DE NORMALIZACIÓN ELECTROTÉCNICA. EN 60601-1:1999. "Equipos Electromédicos. Requisitos Generales para la Seguridad". Norma Europea. 1999.

[6] INSTITUTO NACIONAL DE INVESTIGACIONES EN NORMALIZACIÓN. NC-ISO 9001:2000. "Sistemas de Gestión de la Calidad". Norma Cubana. 2000.

[7] INSTITUTO NACIONAL DE INVESTIGACIONES EN NORMALIZACIÓN. NC-ISO/IEC 17025:1999. "Requisitos generales para la competencia de laboratorios de calibración y ensayo". Norma Cubana. 1999.

[8] CYCLERTEST, "PCR Cycler Validation - Extended Information". Internet site address: http://www.cyclertest.com Visited on 10/28/2003.

ALGORITMOS PARA LA CARACTERIZACIÓN AUTOMÁTICA DEL JADEO EN VOCES PATOLÓGICAS

E. Castillo Guerra* y D. F. Lovely **

* Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas/Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información, Santa Clara, Cuba
** Universidad de New Brunswick/Instituto de Ingeniería Biomédica, Fredericton, Canadá

e-mail: eduardo.castillo@unb.ca

Abstract: This work studies the effectiveness of various algorithms to appraise the magnitude of the perturbation produced by breathiness in pathological voices. A novel approach to describe this type of speech perturbation is proposed based on its spectral and temporal characteristics. The new approach combines measures of noise, harmonic structures and vocal-tract resonances in one comprehensive measure providing a very reliable objective index of breathiness for sustained vowel phonations. The new measure outperforms other reported measures correlated with breathy voice perturbations when they are implemented in pathological voices obtained from patients with Dysarthrias.

***Palabras claves*: Jadeo, procesamiento del habla patológica, Disartria.**

Introducción

La voz jadeante es un tipo de perturbación de la voz comúnmente asociada a problemas en el control voluntario del mecanismo de producción de la voz originados por un cerrado parcial de la glotis. Las causas pueden ser de tipo neurológico o por parálisis parcial o total de las cuerdas vocales. Este tipo de perturbación puede ser producido por diferentes enfermedades neuronales que manifiestan estas perturbaciones en estadíos tempranos. Por consiguiente, el análisis de la magnitud de las perturbaciones producidas por el jadeo encontrado en voces patológicas es muy útil para detectar y diagnosticar estas enfermedades, además de trazar métodos de rehabilitación para mejorar la inteligibilidad del habla de los pacientes. Entre los tipos de enfermedades neurológicas que manifiestan estas enfermedades están las Disartrias que se caracterizan por exhibir lesiones en el sistema nervioso central o periférico que afectan el control de los músculos que participan en le proceso de producción de la voz.

La voz jadeante es un tipo especial de perturbación de la voz en la cual las cuerdas vocales se encuentran vibrando como en una alocución normal pero existe un cerrado glotal parcial. Por consiguiente, la fonación es algo ineficiente permitiendo que el aire proveniente de los pulmones escape a través de la abertura creada en las cuerdas vocales produciendo una señal de voz con un excesivo nivel de ruido de fricción, una estructura de armónicos débil y un armónico fundamental con notablemente menor intensidad que el segundo harmónico. Estas características han sido medidas a través de varios índices en la literatura, pero siempre centrando la atención a una de ellas, considerando aisladamente la interacción de las mismas en las voces jadeantes.

Estudios específicos reportados acerca de las características temporales y espectrales de las voces patológicas con jadeo (VPJ) sugieren que la amplitud del primer armónico es la medida que más influye en la percepción de voces jadeantes [1][2]. Sin embargo, varias medidas han sido analizadas y correlacionadas con percepciones de VPJ entre las que se encuentran: las relacionadas con la aperiodicidad de la señal de voz [3][4], la energía de la parte alta del espectro [5], los niveles de ruido [6][7][8], el *Jitter* [9], el *Shimmer* [9] o envolventes espectrales [10].

Los niveles de correlación media de las medidas reportadas para la caracterización del jadeo en voces patológicas con respecto a valoraciones subjetivas de expertos en lenguaje patológico varían entre 0.14 y 0.96, destacándose las medidas relacionadas con la periodicidad, la energía de los armónicos y los niveles de ruido como los descriptores más correlacionados. Sin embargo, se reportan altos valores de correlación con respecto a los juicios de los especialistas en trabajos donde se utilizan simulaciones de voces jadeantes o voces jadeantes producidas por personas sanas, donde la estructura de armónicos y las características difieren de las reales obtenidas de pacientes con jadeo.

Dadas las características multidimensionales de la percepción del jadeo en voces patológicas y la concurrencia con otras perturbaciones de la voz, estas medidas no logran representar eficientemente el grado de severidad con que se presenta este tipo de perturbación. La razón fundamental para esto es que se concentran en el análisis de rasgos específicos que contribuyen a la ocurrencia del jadeo pero que no la caracterizan totalmente.

Alternativas más recientes tratan de superar algunas de las limitaciones ya mencionadas dándole un enfoque multidimensional al análisis de la severidad del jadeo [6]. Este enfoque se implementa obteniendo índices

mediante combinaciones de medidas específicas que ayuden a satisfacer ciertos criterios de percepción.

El enfoque multidimensional, aunque en ocasiones más preciso que las medidas simples, atenta contra la generalización de las medidas ya que los resultados dependen de las bases de datos utilizadas o de los parámetros usados en la síntesis. Sin embargo, la caracterización de VPJ requiere de una medida general que contemple todas las características de este tipo de perturbación y que pueda ser generalizada independientemente de las bases de datos o criterios de síntesis utilizados.

El presente trabajo propone una medida generalizadora para apreciar la magnitud de las perturbaciones del jadeo en voces patológicas que combina varias características observadas en el dominio del tiempo y la frecuencia.

Materiales y Métodos

Este estudio fue desarrollado con las alocuciones realizadas por pacientes con disartrias que manifiestan, según el criterio de los especialistas, cierto de nivel de perturbaciones de la voz producidas por el jadeo. Para la obtención de las medidas correlacionadas con el jadeo se realizó el análisis de la fonación de la vocal sostenida /a/ tomadas de dos bases de datos de pacientes con 8 tipos de disartrias y pacientes normales. Se obtuvieron 60 alocuciones de la base de datos reportada por Aronson [11], 48 alocuciones de la base de datos reportada por Castillo et al. [12] y 19 correspondientes a personas normales utilizados como pacientes de control. En cada caso las alocuciones fueron analizadas por 3 especialistas en lenguaje patológico con más de 5 años de experiencia y se obtuvieron valoraciones subjetivas acerca de la magnitud de las perturbaciones observadas. Los resultados de las medidas automáticas de estimación del jadeo fueron comparados con el promedio de las valoraciones subjetivas realizadas por los especialistas como medida de rendimiento. Este enfoque, aunque con limitaciones, permite comparar la valoración de la magnitud de las perturbaciones hechas por los algoritmos con la de los especialistas en lenguaje patológico. Si se parte del criterio de que los especialistas no se concentran solo en un rasgo particular como estructura de armónico, nivel de ruido, etc., sino en una valoración global de la perturbación producida. Entonces, el análisis realizado de esta forma brinda un criterio de como los algoritmos aprecian globalmente estas perturbaciones.

Las medidas evaluadas para la valoración objetiva del jadeo son:

Cociente de perturbación de período (J3): Es una medida del *Jitter* encontrado en la alocución. Esta medida esta descrita en [6] y se utilizó en este trabajo con un factor de suavizamiento de 3 muestras.

Cociente de perturbación de amplitud (S7): Es una medida del *shimmer* encontrado en la alocución, implementada con un factor de suavizamiento de 7, como se describe en [6].

Correlación media de forma de onda (MWC): Es una medida de la similitud entre pulsos glotales adyacentes obtenidas de algoritmos de macheo de forma de onda como se propone en [6].

Razón armónico-señal (HNR): Es una medida de la energía de la componente armónica con respecto a la energía global de la señal. Los componentes de la parte alta de los armónicos de voces jadeantes se reemplazan por ruido de aspiración y turbulento debido al cerrado anormal de la glotis. Es por ello que esta medida se correlaciona con el nivel de perturbaciones producidas por el jadeo.

Energía entre armónicos (HE): Es una medida de la relación entre la amplitud del primer armónico y el segundo como se describe en [14].

Razón de excitación ruido-pulsos glotales (GNE): Es una medida relacionada con el nivel de ruido presente en la señal como se reporta en [6]. El algoritmo fue implementado usando envolventes de Hilbert mediante intervalos de frecuencias entre 500-6000Hz, con 1KHz de ancho de banda y pasos de 80Hz.

Número de tramas sonoras (NVF): Es una medida del número de tramas sonoras encontradas en la alocución que esta inversamente relacionada con la magnitud de las perturbaciones del jadeo. Esto se debe a que el ruido turbulento y la falta de armonicidad de las alocuciones con jadeo producen una disminución del número de tramas sonoras. Esta medida se obtiene sobre la base de la sonoridad en la alocución.

Razón ruido-armónico (HNR): Esta medida se relaciona con el ruido presente en la alocución como se describe en [13]. El algoritmo realiza un preciso análisis armónico-ruido de tiempo corto basado en técnicas de cross-correlación.

Energía entre armónicos del la señal residual (HE_{res}): Es una medida que permite apreciar la severidad del jadeo en voces patológicas basado en la razón de la energía del primer armónico (H_1) respecto a la del segundo (H_2) en la señal residual de un proceso de filtrado inverso de la señal de voz. El método de obtención de esta medida se resume en la Figura 1.

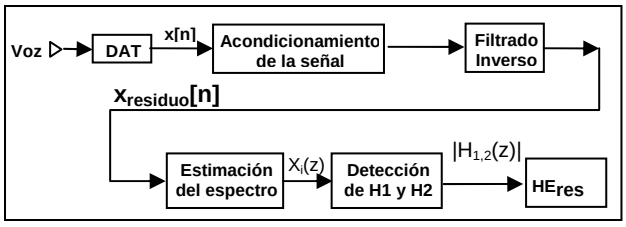


Figura 1. Diagrama en bloques para obtener HE_{res}.

La señal digital es acondicionada para remover los segmentos de inicio y fin de la fonación. Se seccionan los segmentos resultantes en tramas de 30ms y se usan filtros de pre-énfasis para la realización posteriormente del filtrado inverso de cada trama mediante el algoritmo adaptativo LMS [15]. Se utiliza una estructura FIR con un orden 8, aplicándose a cada trama usando un esquema de predicción lineal para obtener los coeficientes del modelo auto-regresivo que modela el tracto vocal. La señal residual total es sometida a un análisis espectral en segmentos de 100ms mediante el método de los periodogramas modificados de Welch donde se estima la energía de los dos primeros

armónicos usando ventanas Gausianas de 30ms y solapamiento de 15ms. Finalmente se calcula la razón promedio de H_1/H_2 realizando una búsqueda de prominencia de picos basados en la información disponible acerca del valor del período fundamental para las tramas en que se detectaron los armónicos de manera confiable.

Análisis de los mejores descriptores

El gran número de medidas evaluadas en esta investigación impuso la realización de una selección de las combinaciones de medidas que más se correlacionen con las valoraciones subjetivas de los especialistas (la correlación entre especialistas fue de 0.959). Para realizar este estudio se seleccionaron aquellos pacientes de las base de datos utilizadas con valoraciones subjetivas de 3 o más puntos (en una escala de 7 puntos) según el criterio de los especialistas. Se tomaron además una muestra de pacientes normales para contrastar los resultados con los casos extremos encontrados en a práctica común.

El subconjunto de descriptores seleccionado fue sometido a un análisis regresivo de mejores combinaciones lineales para determinar que parámetro o combinaciones lineales de ellos representan mayor variabilidad de los datos utilizados. Los resultados de este estudio se muestran en la Tabla 1.

Tabla 1. Resultados del análisis regresivo de los mejores indicadores.

No. of var.	Performance Indices				Measures								
	R^2	R^2 adj.	C-p	S	GNE	S7	J3	MWC	HNR	HSR	HE	HE_{res}	NVF
1	78.8	78.3	61.3	0.881								X	
1	61.2	60.2	142.2	1.192			X						
2	89.7	89.1	13.5	0.624			X					X	
2	86.7	86.0	27.2	0.708		X						X	
3	91.0	90.3	9.2	0.589		X						X	X
3	90.4	89.6	12.3	0.611			X		X			X	
4	92.1	91.3	6.1	0.559	X		X		X			X	
4	91.5	90.5	9.0	0.581			X		X			X	X
5	92.6	91.5	6.0	0.550	X		X		X	X		X	
5	**92.5**	**91.4**	**6.3**	**0.553**	**X**		**X**		**X**			**X**	**X**
6	93.1	91.8	5.8	0.541	X		X		X	X		X	X
6	92.8	91.5	7.0	0.551	X	X	X		X	X		X	
7	93.2	91.8	7.1	0.541	X		X		X	X	X	X	X
7	93.2	91.7	7.2	0.543	X	X	X		X	X		X	X
8	93.4	91.7	8.4	0.545	X	X	X		X	X	X	X	X
8	93.4	91.7	8.4	0.545	X	X	X	X	X	X		X	X
9	93.5	91.5	10.0	0.551	X	X	X	X	X	X	X	X	X

Resultados

Los resultados del análisis regresivo muestran que la medida desarrollada en esta investigación (HE_{res}), como modelo de un solo descriptor, es la que contempla mayor variabilidad de las percepciones subjetivas con una correlación de 88.77% (R^2 = 78.8). Esto era un resultado esperado ya que la medida HE_{res} es una medida generalizadora que contempla varias perturbaciones producidas por el jadeo en voces patológicas, reafirmando el enfoque multidimensional de la percepción del jadeo.

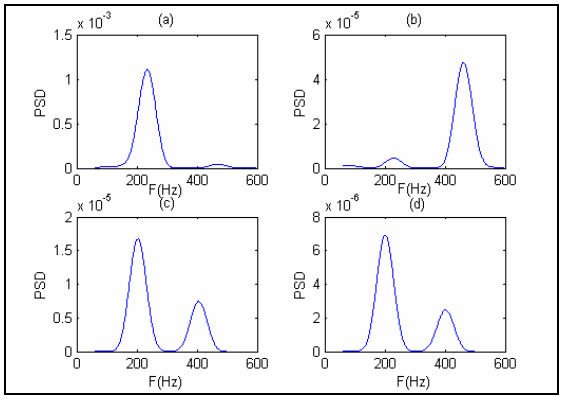


Figura 2. Análisis de la energía de los armónicos H_1, H_2 antes (a,c) y después del filtrado adaptativo (b,d). Arriba: fonación jadeante. Abajo: fonación normal.

Los basamentos teóricos que explican el carácter general y multidimensional de la nueva medida son descritos mediante la Figura 2 que muestra el espectro de dos fonaciones: una unánimemente seleccionada por los especialistas como jadeante y otra normal. La relación H_1/H_2 de una alocución normal no varía dramáticamente cuando el proceso de filtrado inverso es realizado, debido a que la estructura de armónicos de la señal de voz es adecuada, los formantes se ubican en las bandas correspondientes a la fonación de la vocal utilizada, los niveles de ruido son bajos con respecto a los de señal y la diferencia entre la magnitud de H_1 y H_2 no son tan marcados. Sin embargo, una fonación jadeante presenta una diferencia más marcada entre H_1 y H_2 producida por una forma de onda más redondeada debido a una fase de apertura de las cuerdas vocales menos prolongada. La estructura de armónicos es muy pobre o nula en dependencia e la severidad del jadeo y presentan altos niveles de ruidos de turbulencia y aspiración. Por consiguiente, cuando se realiza el proceso de filtrado inverso en este tipo de alocución, el modelo autoregresivo implementado posiciona el primer formante en la frecuencia del primer armónico que es el pico de energía que más sobresale en la banda por debajo de 700Hz. Esto fuerza a que la energía de H_1 decrezca dramáticamente mientras que la energía de H_2 no es reducida apreciablemente. Esto condiciona la ocurrencia de una inversión en la razón entre los dos armónicos que aumenta las diferencias entre los valores obtenidos para alocuciones normales y jadeantes.

La Figura 3 muestra gráficamente las características espectrales de estos dos tipos de alocuciones con la respuesta del modelo auto-regresivo superpuesta. El diagrama de polos y ceros muestra la localización relativa de los dos primeros armónicos respecto a la localización de los ceros del filtro inverso usado en la realización del modelo auto-regresivo. Se observa la coincidencia del cero correspondiente al primer polo del modelo con el primer armónico para el caso de VPJ, corroborando las causas de la inversión de la razón H_1/H_2.

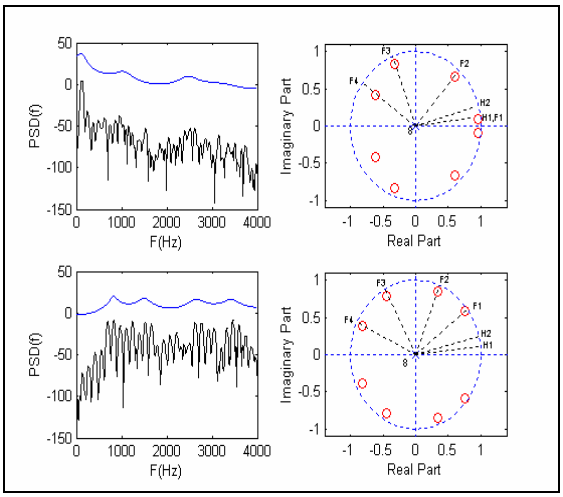


Figura 3. Análisis espectral y de polos y ceros de señales jadeantes (arriba) y normales (abajo).

Discusión

A pesar de que la medida HE_{res} contiene información de varias características del las voces jadeantes, se puede apreciar que cuando esta se combina con otras medidas como J3, NVF y medidas de ruido como GNE y HNR puede explicar hasta un 92.5% de la variabilidad de las valoraciones subjetivas (R=96.17%). El segundo modelo de 5 medidas de la Tabla 1 es un buen compromiso entre cantidad de observaciones y rendimiento. Este modelo explica el 92.5% de las valoraciones subjetivas, mientras que el estadístico C-P esta muy próximo al número de descriptores lo que demuestra su rendimiento comparado con modelos de diferentes órdenes. Este modelo se describe matemáticamente por la siguiente ecuación:

$$BV_{Idx} = 1.75 - 0.92GNE + 1.73j3 + 0.071HNR - 0.096HEres - 0.00037NVF \quad (1)$$

Conclusión

Los métodos utilizados y los resultados obtenidos permiten concluir que la percepción de las perturbaciones en voces patológicas producidas por el jadeo es multidimensional y que solo las medidas o modelos que contemplen varios rasgos característicos de esta perturbación pueden ser utilizados como medidas automáticas que se corresponden con los criterios de los especialistas. La medida desarrollada (HE_{res}) permite gran economía en cuanto a la cantidad de descriptores presentando un rendimiento comparable con modelos de orden superior. Su principal novedad es que resume en una sola medida la relación entre el primer y segundo armónico, la estructura de armónicos secundarios, el nivel de ruido en la banda baja y la ubicación de los formantes afectados directamente por el jadeo. Solo el ruido de aspiración concentrado en la parte alta del especto de este tipo de perturbaciones no es incluido en esta medida, por lo que al realizar modelos basados en combinaciones lineales con medidas relacionadas con el ruido se obtienen mejores rendimientos.

Referencias

[1] Bickley C., "Acoustics analysis and perception of breathy vowels", MIT. R.L.E Speech Communication Group: Working papers 1, 71-82, 1982.

[2] Ladefoget P., Maddieson I., & Jackson M., "Investigation phonation types in different languages, in Vocal Fold Phisiology: Voice production, Mechanisms and Functions", edited by O. Fujimura (Raven, New York), pp.297-317, 1988.

[3] Klatt D.H. & Klatt L.C., "Analysis, synthesis and perception of voice quality variations among female and male talkers", J. Acous. Soc. Am., 87(2), Feb, 1990.

[4] J. Hillenbrand, R.A. Cleveland & R.L Erickson, "Acoustic correlates of breathy vocal quality", J. Speech Hear. Res., vol. 37, pp. 769-778, 1994.

[5] Fukazawa T., El-Assuooty A. & Honjo I., "A new index for evaluation of the turbulent noise in pathological voice", JASA, vol. 83(3) pp. 1189-1193, 1988.

[6] Michaelis D., Fröhlich M., & Strube H.W., "Selection and combination of acoustic features for the description of pathologic voices", J. Acous. Soc. Am., vol. 103(3), pp. 1628-1639, 1998.

[7] Yumoto E., Gould W. & Baer T., "Harmonics-to-noise ratio as an index of the degree of hoarseness", J. Acu. Soc. Am., 71, 1544-1549, 1984.

[8] de Krom G., "A cepstrum based technique for determining a Harmonics-to-Noise ratio in speech signals", J. Speech Hear. Res., vol. 36, pp. 254-266, 1993.

[9] Kreiman J., Gerratt B.R. & Berke G.S., "The multidimensional nature of pathologic vocal quality", J. Acous. Soc. Am., 96(3), pp. 1291-1302, 1994.

[10] Hammarberg B., "Perceptual and acoustic analysis of dysphonia", Diss. Department of Logopedics and Phoniatrics, Huddinge University Hospital, 1986

[11] Aronson, A.E., "Dysarthrias: differential diagnosis (audio tape)", Rochester, MN: Mentor Seminars, 1993.

[12] Castillo E. & Méndez N.L., "Methodology to obtain a Spanish database of dysarthric speech", Memories of the VII International Symposia of Social Communication, Santiago de Cuba, 2001.

[13] Boersma, P., "Accurate short-term analysis of the fundamental frequency and the harmonics-to-noise ratio of a sampled sound", IFA Proceedings 17, pp. 97-110, 1993.

[14] Hillenbrand, J. & Houde, R.A., "Acoustic correlates of breathy voice quality: dysphonic voice and continuous speech", J. Speech Hear. Res., vol. 39, pp. 311-342, 1996.

[15] Haykin S., "Adaptive filter theory", Prentice Hall, New Jersey, 1996.

[16] Milenkovic P., "Least mean squares measures of voice perturbation", J. Speech Hear. Res., vol. 30, pp. 529-538, 1987.

PROJETO E APLICAÇÃO DE UM SISTEMA MICROCONTROLADO PARA AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR INSPIRATÓRIA

B. M. Teixeira, E. A. C. Dionizio, J. G. Santos e P. L. Melo

Laboratório de Instrumentação Biomédica – LIB – Instituto de Biologia e Faculdade de Engenharia
Laboratório de Pesquisas em Microcirculação – LPM - Instituto de Biologia
Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ) – Rio de Janeiro, Brasil
Tel. (0XX21) 2587-7773, FAX: (0XX21) 2587-7760

plopes@uerj.br

Abstract: The measurement of the maximum inspiratory pressure (Pimax) is used in the diagnostic of respiratory diseases. The instruments used for this purpose are, however, usually of mechanical nature, and important attributes as data storage and waveform presentation cannot be observed. The aim of this project was to develop an electronic system, based on a microcontroller and a PC, for the evaluation of Pimax in pulmonary function tests. The practical performence of the system was tested in 11 normals and 17 patients, showing results in close agreement with the physiology. We concluded that the developed system can be a useful tool for the evaluation of Pimáx in inspiratory muscle exams.

***Palavras Chaves*: Instrumentação Biomédica, Força muscular inspiratória, Testes de função pulmonar, Mecânica respiratória.**

Introdução

A eficácia da ventilação pulmonar é essencial para a vida, sendo determinada pela atividade coordenada dos músculos respiratórios. O interesse pelo estudo dos músculos e da força muscular respiratória é, no entanto, relativamente recente, só se desenvolvendo a partir do final dos anos 60. Este fato é até, certo ponto, surpreendente visto que o diafragma e os demais músculos respiratórios são, na verdade, os únicos músculos esqueléticos dos quais a vida depende [1]. Uma característica importante destes músculos é sua atuação freqüente e ininterrupta, sem oportunidade de repouso. Esta demanda freqüente, associada a condições que sobrecarreguem o sistema respiratório, pode resultar em prejuízos ao funcionamento normal dos músculos ou a um processo de fadiga [2]. A fraqueza dos músculos respiratórios usualmente ocorre em doenças como diabetes mellitus e falha cardíaca crônica, assim como em doenças neuromusculares [3] e na doença pulmonar obstrutiva crônica [4]. A manutenção de níveis normais de ventilação em pacientes com insuficiência respiratória aumenta a demanda imposta aos músculos da respiração, exigindo-lhes maior carga contrátil e predispondo-os a fadiga [5].

Atualmente, a medida da força dos músculos respiratórios é um exame incorporado à pratica clinica [3], tratando-se de um exame de fácil realização [1]. Programas de treinamento visando prevenir a fadiga da musculatura respiratória ou a recuperação deste processo, também fazem amplo uso da medição da força muscular [2]. Nestes estudos, a força dos músculos respiratórios é usualmente determinada por meios indiretos através da medida das pressões desenvolvidas contra as vias aéreas fechadas [6]. Na prática clínica, a determinação da pressão inspiratória máxima (PImáx) é amplamente utilizada como método não invasivo de avaliação do comportamento dos músculos inspiratórios [7,8].

Os sistemas de medida empregados na avaliação da pressão associada à atividade muscular respiratória são usualmente do tipo manômetro aneróide [9]. Esse tipo de sistema apresenta erros relacionados à elevada inércia introduzida no sistema pelo indicador de arraste utilizado para a avaliação do valor máximo. Outras limitações estão associadas ao armazenamento dos dados produzidos e à impossibilidade de apresentar as formas de onda ao longo do exame.

Objetivo

Este trabalho descreve o projeto e a utilização de um sistema portátil capaz de realizar a avaliação da pressão inspiratória máxima. O sistema pode ser utilizado de maneira autônoma ou em conjunto com um microcomputador, permitindo a visualização do perfil da curva de pressão ao longo do ensaio.

Inicialmente uma descrição detalhada do instrumento será apresentada, sendo logo após descrito o processo de calibração. Por fim, são reportados resultados em indivíduos normais e pacientes portadores de anormalidades respiratórias.

Materiais e Métodos

Desenvolvimento do sistema

A Figura 1 descreve o diagrama em blocos simplificado do equipamento [10]. A faixa de pressões necessária à análise da força exercida pelos músculos inspiratórios é de 0 a –200 cmH_20. Baseado nesta especificação, foi escolhido o transdutor 24PCBFA6D (Honeywell, TP na Figura 1), que possui uma faixa de

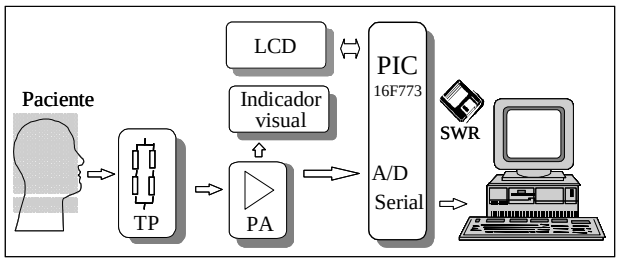


Figura 1: Diagrama em blocos do instrumento. TP – transdutor de pressão, PA – processamento analógico.

operação de –351,5 cmH_20 a +351,5 cmH_20 e uma sensibilidade de 0,327 mV/cmH_20, sendo composto basicamente de uma ponte com quatro elementos piezoresistivos. Essa ponte é alimentada com uma tensão de referência de 10 Volts construída em torno do circuito integrado LM723 (National Semiconductors).

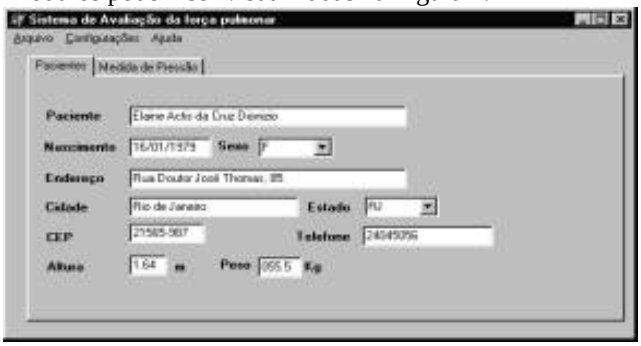
A etapa de processamento analógico (PA na Figura 1) inclui um amplificador de instrumentação (INA 118 Burr Brown), cujo sinal de saída é adaptado a um filtro passa-baixas Butterworth de sexta ordem. Este filtro foi desenhado com base no número de bits da conversão, nas características da freqüência de corte (30 Hertz) e da freqüência de amostragem. Neste estágio, o instrumento disponibiliza uma saída analógica calibrada de baixa impedância que permite a fácil adaptação do sinal de pressão, decorrente da atividade dos músculos respiratórios, a sistemas de aquisição de dados já existentes.

Com a finalidade de facilitar a realização do exame, oferecendo uma visualização analógica de fácil interpretação aos pacientes e aos usuários, foi utilizada uma indicação por meio de uma barra de leds. Para isso foram utilizados integrados comparadores lineares LM3914 (National Semiconductor) configurados no modo ponto.

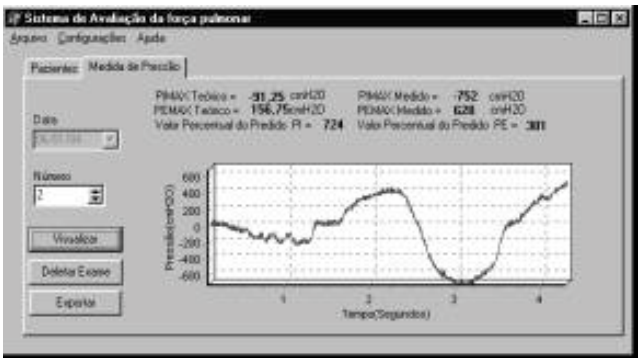
O microcontrolador utilizado neste projeto foi o 16C773 (Microchip), dispositivo com 35 instruções que dispõe de conversor A/D de 12 bits, gerador de referência e receptor e transmissor síncrono-assíncrono internos. A freqüência de amostragem empregada no projeto foi de 256 Hz e a comunicação serial foi implementada utilizando o método assíncrono a uma velocidade de 9600 bps. A conversão dos sinais provenientes do microcontrolador para níveis apropriados ao padrão RS232 foi efetuada por meio da utilização do circuito integrado MAX-232 (Maxim Semiconductors). O indicador de pressões é composto por um módulo LCD a caractere que possui 2 linhas, cada uma com 16 caracteres. O interfaceamento deste dispositivo com o microcontrolador foi realizado utilizando transmissão de caracteres e comandos a quatro bits.

O firmware do PIC foi elaborado empregando o ambiente Mplab e tem inicio com a configuração dos dispositivos internos como as portas, a Usart, o gerador de referência e o conversor A/D. Após a configuração do PIC o LCD é iniciado. O instrumento dispõe de um controle 'iniciar' no painel frontal que atua sobre as interrupções do temporizador do microcontrolador possibilitando o início do processo de aquisição de dados e a obtenção da taxa de amostragem requerida. A rotina permanece no loop associado à amostragem até que seja pressionado o botão de 'desliga', também disponível no painel frontal do instrumento. O firmware também inclui uma rotina que guarda o máximo de pressão obtida no ensaio e uma rotina dedicada à calibração do instrumento. O acionamento do controle 'desliga' desabilita a interrupção do temporizador, faz com que um caractere de fim de exame seja enviado e também que os valores de Pimáx sejam apresentados no display. A partir daí, o programa verifica continuamente o pressionamento do controle 'liga' e, conseqüentemente, o inicio de um novo exame.

O programa dedicado à coleta, apresentação e armazenamento dos dados em microcomputador pessoal foi desenvolvido utilizando-se o Delphi 5.0 e pode ser dividido em dois módulos principais: (1) descrição dos dados do paciente e (2) apresentação dos resultados do exame de força muscular. As telas referentes a estes módulos podem ser visualizadas na Figura 2.



A



B

Figura 2: Telas referentes ao programa desenvolvido em Delphi para armazenamento dos dados do paciente (A) e aquisição e armazenamento dos dados (B).

Ao término do ensaio, o sistema oferece ao pesquisador a possibilidade de salvar dois arquivos tipo ASCII contendo, respectivamente, os dados do paciente e os valores assumidos pela pressão durante o estudo. Como plataforma de hardware foi empregado um microcomputador Pentium 586 com 8Mb de RAM e disco rígido com 110 Mb.

Após uma calibração inicial empregando um sistema comercial de análise de pressões inspiratórias

(manômetro aneróide), a calibração final do instrumento foi efetuada empregando um Calibrador de Pressão Druck – DPI 610 e um manômetro padrão Wallace e Thernan 62A-2C0280. Foram utilizadas pressões compreendidas entre -20 e –200 cmH_2O em intervalos de 20 cmH_2O. A Figura 3 apresenta a curva de calibração do instrumento.

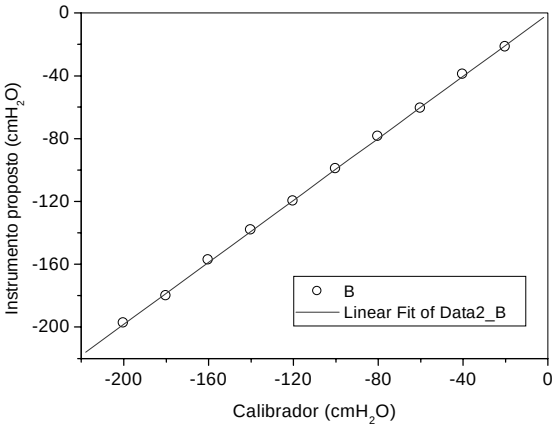


Figura 3: Curva de calibração do instrumento.

A correlação entre os valores de pressão obtidos no sistema de referência (Pref) e no elaborado no presente projeto (Pp) foi indistinguível de 1(R=0,99984), sendo que os erros descritos pela reta obtida pelo método dos mínimos quadrados (Pp=-0,93+0,97Pref) foram posteriormente corrigidos.

Testes *in vivo*

Esta fase do trabalho constou da analise de 11 indivíduos normais e 17 pacientes com indicação de redução na eficiência da musculatura respiratória. As características biométricas dos voluntários são descritas na Tabela 1. Em média, os pacientes apresentam altura significativamente menor ($p<0,01$), idade mais avançada ($p<0,0001$) e, em menor grau, menor peso em relação ao grupo controle, características que favorecem a redução da força muscular inspiratória.

Tabela 1: Características biométrias dos grupos estudados.

	Altura (cm)	Idade (anos)	Massa corporal (kg)
Controle (n= 11)	168±8,5	29,8±5,0	65,3±10,7
Pacientes (n= 17)	160,0±8,0	65,2±11,9	57,3±13,3
p	<0,01	< 0,0001	ns

Durante o exame, o indivíduo foi posicionado em frente ao aparelho, ao qual foi acoplado por meio de um bocal descartável, utilizando um clipe nasal. A Figura 4 descreve o instrumento e a metodologia de realização dos exames. A mensuração da Pimáx foi realizada seguindo as orientações do Consenso Brasileiro [11]. Inicialmente, o voluntário era solicitado a expirar até alcançar o volume residual, sendo então solicitado a efetuar um esforço inspiratório máximo.

Os resultados são apresentados como média ± desvio padrão. A comparação entre os resultados obtidos nos grupos controle e de pacientes foi efetuada empregando o programa ORIGIN 6.0, por meio do teste t não pareado.



Figura 4: Ilustração do sistema e sua utilização.

Resultados e Discussões

A Figura 5 mostra o perfil típico de variação de pressão durante os ensaios de análise da máxima pressão inspiratória. Um período transiente inicial de aproximadamente 1,5 s foi usualmente observado durante as medidas. Este período inicial foi normalmente seguido por um período de estabilidade, mantido a partir de solicitação ao voluntário, por aproximadamente 3 segundos.

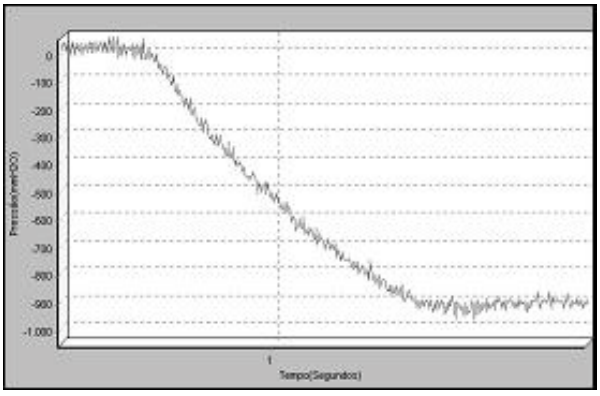


Figura 5: Resultados típicos de variação de pressão inspiratória durante os ensaios.

A Figura 6A mostra os resultados individuais da análise de voluntários normais e pacientes, enquanto a Figura 6B apresenta uma descrição em termos médios, incluindo a avaliação estatística. Uma análise inicial mostra uma boa separação entre normais e pacientes considerando um valor limite de 80 cmH_2O. Oito entre os 11 indivíduos normais estudados apresentaram pressões acima deste limite, enquanto 14 entre os 17 pacientes analisados estiveram abaixo do limite citado, o que resulta em uma sensibilidade de 82,4% e uma

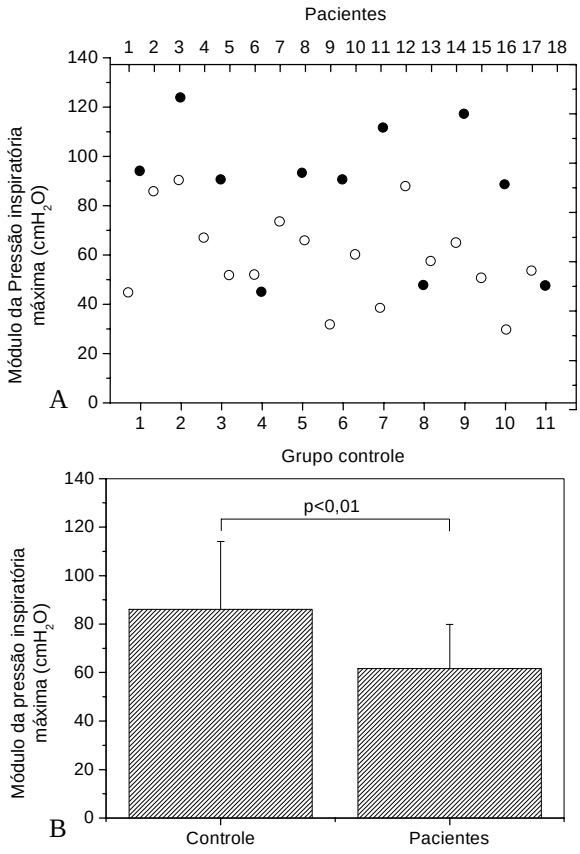


Figura 6: Resultados da análise individual (A) de indivíduos normais (•) e pacientes com indicação de redução da força muscular (o). Descrição em termos médios (B).

especificidade de 72,3%. A presença de 3 indivíduos normais com pressões expiratórias muito baixas se deve, provavelmente, à necessidade de aprimorar o método de realização dos exames. Na prática, observamos que nem todos os indivíduos apresentavam facilidade em expirar até o volume residual para realizar a manobra, de modo que alguns ensaios podem ter sido realizados com volumes maiores, reduzindo a pressão inspiratória.

Com relação aos pacientes, a presença de pressões elevadas pode ser atribuída ao fato de que os indivíduos analisados apresentavam indicação de redução de força muscular em função do exame físico, presença de doenças respiratórias e de resultados espirométricos, porém, na prática, alguns poderiam não apresentar este comprometimento. Em termos de valores médios (Figura 5(B), podemos observar reduções significativas ($p<0,01$) de PImáx na comparação entre pacientes e indivíduos normais, resultados consistentes com a fisiopatologia envolvida.

Conclusões

Foi desenvolvido um novo instrumento para a avaliação do desempenho da musculatura respiratória.

Esse novo instrumento apresenta a vantagem de simplificar a visualização e o armazenamento dos resultados, contribuindo para reduzir os erros experimentais nestes estudos.

Os resultados iniciais obtidos em indivíduos normais e pacientes foram coerentes com a fisiologia envolvida, confirmando o elevado potencial do sistema em aprimorar a assistência respiratória. As próximas fases deste projeto incluem sua utilização na avaliação da performance dos músculos respiratórios em pacientes atendidos no Hospital Universitário Pedro Ernesto.

Agradecimentos

Aos professores e funcionários da Faculdade de Medicina da UERJ pelo auxílio na elaboração das medidas em pacientes. Ao professor M.A. Gaya de Figueiredo (IQ/UERJ) e ao CENPES/PETROBRAS pelo auxílio na calibração do instrumento. Ao CNPq e à FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

[1] DIAS R.M., CHAUVET P.R., SIQUEIRA H.R. e RUFINO R., "Testes de função respiratória – do laboratório a aplicação clínica com 100 exercícios de diagnóstico",Rio de Janeiro: Editora Ateneu, 2001.

[2] REID W.D. e DECHMAN G., "Considerations when testing and training the respiratory muscles". Phys Therap, 75(11): 972-981, 1995.

[3] RATNOVSKY A., ZARETSKY U., SHINER R.J., ELAD D., "Integrated approach for in vivo evaluation of respiratory muscle mechanics". J Biomec, 36: 1771-1784, 2003.

[4] LAGHI F. e TOBIM M., "Disorders of the respiratory muscles", Am J Resp Crit Care Med, 168: 10-48, 2003.

[5] EMERICH J.C., "Monitorização respiratória", Rio de Janeiro, Editora Revinter, 2001.

[6] HYATT R.E., SCANLON P.D. e NAKAMURA M., "Interpretation of pulmonary function tests – practical guide", Filadelfia USA, Lippincott-Raven, 1997.

[7] CARPENTER M.A., TOCKMAN, M.S., HUTCINSON R.G., DAVIS C.E., HEISS G., "Demographic and antropometric correlates of maximum inspiratory pressure", Am J Resp Crit Care Med, 159: 415-422, 1999.

[8] HARIK-KHAN R.I., WISE R.A., FOZARD J.L., "Determinants of maximal inspiratory pressure", Am J Resp Crit Care Med, 158: 1459-1464, 1998.

[9] LARSON J.L., COVEY M.K., VITALO C.A., ALEX C.G., PATEL M., KIM M.J.., "Maximal inspiratory pressure. Learning effect and test-retest reliability in patients with chronic obstructive pulmonary disease", Chest, 104(2):448-53, 1993.

[10] DIONIZIO, E.A.C. e TEIXEIRA, B.M., "Sistema microcontrolado para avaliação da força muscular respiratória". Projeto de graduação, Faculdade de Engenharia, Departamento de Engenharia Elétrica e de Telecomunicações – Universidade do Estado do Rio de Janeiro – UERJ, 2004.

ANÁLISE DA MECÂNICA VENTILATÓRIA DE PACIENTES PORTADORES DE FIBROSE CÍSTICA POR OSCILAÇÕES FORÇADAS

A.C.D.Faria[1], A. N. Lima[3], A. J. Lopes, J. M. Jansen[3] e P. L. Melo[1,2]

[1]Laboratório de Instrumentação Biomédica – LIB – Instituto de Biologia e Faculdade de Engenharia
[2]Laboratório de Pesquisas em Microcirculação – LPM – Instituto de Biologia
[3]Laboratório de Provas de Função Pulmonar – Disciplina de Pneumologia
Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ)
Tel. (0XX21) 2587-7773, FAX: (0XX21) 2587-7760
plopes@uerj.br

Abstract: This work investigates the potential of the Forced Oscillation Technique (FOT) in the analysis of the respiratory mechanics in Cystic Fibrosis patients. Comparing similar groups of healthy subjects and patients, significant alterations were observed in the resistive and reactive properties. These modifications were coherent with the pathophysiological process of the disease under study, confirming the high clinical potential of FOT in the evaluation of Cystic Fibrosis patients.

Palavras Chaves: *Instrumentação Biomédica, Mecânica respiratória, Fibrose Cística, Oscilações Forçadas,E*spirometria.

Introdução

Doença causada por anormalidade genética, a Fibrose Cística é caracterizada por disfunções no transporte de íons na face apical das células epiteliais brônquicas que resulta em acúmulo de secreção anormal e infecções constantes nas vias aéreas. Embora os pacientes apresentem graus variáveis de envolvimento em diferentes órgãos, morbidade e morte são usualmente associadas a doenças respiratórias [1]. A Fibrose Cística representa a doença genética mais comum em crianças caucasianas [2], tendo incidência estimada em indivíduos da raça branca variando entre 1:2.000 e 1:2.600 recém-nascidos vivos. No Brasil estima-se uma incidência variável conforme a região demográfica, sendo 1:2000 no Estado do Rio Grande do Sul até 1:10.0000 no Estado de São Paulo [3].

As alterações de mecânica ventilatória em portadores de Fibrose Cística incluem obstrução nas vias aéreas (aumento na resistência) e redução na complacência pulmonar, fato associado à gradual substituição do tecido pulmonar sadio por tecido comprometido. Esta redução torna o pulmão menos complacente, aumentando o trabalho ventilatório.

As técnicas mais utilizadas na atualidade para diagnóstico e acompanhamento das alterações de mecânica ventilatória em pacientes portadores de Fibrose Cística são a Espirometria e a Pletismografia. No entanto, estas técnicas apresentam o inconveniente de requerer grande cooperação por parte do paciente na realização de manobras respiratórias. A Pletismografia apresenta um fator adicional importante: necessita que o paciente se mantenha em um ambiente claustrofóbico. Os fatores citados complicam a realização dos exames, limitando o número de pacientes adequadamente examinados e reduzindo o acesso da população aos cuidados com a doença em questão.

Originalmente descrita por duBois e colaboradores [4], a Técnica de Oscilações Forçadas (FOT) requer apenas cooperação passiva do paciente e permite a obtenção de parâmetros respiratórios complementares aos obtidos pela espirometria. Embora esta técnica apresente elevado potencial de aplicação na área clínica [5,6,7], um número limitado de estudos tem se dedicado a investigar o potencial desta técnica na avaliação de indivíduos portadores de Fibrose Cística [8,9,10,11]. De uma maneira geral, a aplicação da FOT depende da exata identificação dos parâmetros mais adequados ao diagnóstico e acompanhamento de cada doença respiratória em particular. Neste sentido, nosso grupo vem conduzindo diversos estudos com o objetivo de viabilizar a utilização clínica da FOT, otimizando a metodologia e o sistema de medida em função das características específicas de cada uma das diversas doenças respiratórias.

Objetivos

Este trabalho visa analisar o potencial da FOT na avaliação de portadores de Fibrose Cística. Para este fim, foi efetuado um estudo comparativo, investigando a mecânica ventilatória de pacientes apresentando Fibrose Cística e indivíduos saudáveis, por meio das técnicas de espirometria e FOT.

Materiais e Métodos

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa do HUPE e apresentou um protocolo que obedeceu às orientações da Declaração de Helsinki. Todos os voluntários receberam um formulário de consentimento livre e esclarecido, sendo que os testes foram realizados após sua assinatura. Os exames de FOT e espirometria foram efetuadas no Serviço de Pneumologia do Hospital Universitário Pedro Ernesto (HUPE). Os procedimentos, assim como a

instrumentação, utilizados na realização nestes ensaios são descritos em trabalhos complementares [12,13].

Parâmetros avaliados e analise estatística

Os parâmetros espirométricos estudados foram a capacidade vital forçada (CVF), o volume espiratório forçado no primeiro segundo (VEF_1) e a razão VEF_1/CVF. A razão entre o fluxo expiratório forçado entre 25% and 75% da CVF (FEF) e a CVF (FEF/CVF) foi também analisada. Estes resultados são apresentados como percentuais do valor predito (%pred).

Em relação a FOT, são apresentados resultados de resistência e reatância em toda a faixa estudada (4-32Hz). A regressão linear dos resultados de resistência obtidos entre 4 e 16 Hz foi utilizada para a elaboraçãoi de uma análise detalhada do comportamento resistivo do sistema respiratório. Este comportamento foi descrito por meio da resistência extrapolada para a freqüência zero (Ro) e pela inclinação da reta (S) [14]. De maneira a permitir uma comparação direta com a literatura, as resistências em 6 Hz (R6) e 10 Hz (R10) também foram analisadas. As alterações elásticas foram investigadas por meio da estimativa da complacência dinâmica do sistema respiratório (Crs,dyn). Esta estimativa foi efetuada por meio da equação $Crs,dyn=-1/(2\pi fXrs)$, onde Xrs é a reatância em 4Hz [15]. A curva de reatância foi também utilizada para a obtenção da freqüência de ressonância do sistema respiratório.

Os dados são apresentados como média ± desvio-padrão. O programa Origin 5.0 foi utilizado para a realização das analises estatísticas empregando o teste t-student, sendo que níveis de significância (p) menores que 0,05 foram considerados estatisticamente significativos.

Indivíduos estudados

Foram analisados 15 indivíduos normais e 13 pacientes portadores de Fibrose Cística cujas características biométricas são descritas na Tabela 1. Voluntários foram classificados como sadios por não apresentarem histórico de doença pulmonar e tabagismo assim como resultados normais ao exame espirométrico. O diagnóstico clínico da Fibrose Cística foi baseado no método padrão, consistindo na análise do conteúdo de cloro no suor. Os pacientes estudados não apresentavam histórico de tabagismo.

Tabela 1: Características dos indivíduos estudados (média ± desvio padrão).

	Altura (cm)	Idade (anos)	Peso (kg)
Controle (n=15)	168,8±7,4	24,7±3,6	62,8±10,1
Fibrose (n= 13)	165,1±9,4	24,3±7,3	53,9±11,3
p	ns	ns	< 0,04

Resultados

A Tabela 2 mostra os resultados dos testes espirométricos em indivíduos normais e portadores de Fibrose Cística. Foram observadas significativas reduções nos parâmetros espirométricos em indivíduos com Fibrose Cística, quando comparados com os indivíduos do grupo controle ($p<0,001$), resultado consistente com a fisiopatologia, que envolve a obstrução das vias aéreas [1].

Tabela 2: Parâmetros espirométricos nos indivíduos estudados (média ± desvio padrão).

	VEF_1 (%pred)	VEF_1/CVF (%)	FEF/CVF (%pred)
Controle (n=15)	107,2±16,3	89,2±4,7	110,8±23,4
Fibrose (n= 13)	54,2±28,7	71,4±15,6	33,0±22,3
	p<0,0001	p<0,001	p<0,0001

Resultados de resistências e reatâncias em indivíduos do grupo controle e portadores de Fibrose Cística são retratados na Figura 1. Parâmetros resistivos (Ro, R6 e R10) são descritos na Figura 2, enquanto as Figuras 3 e 4 apresentam os resultados referentes à S e Crs,dyn, respectivamente. Note a presença de alterações significativas nas comparações em todos os parâmetros citados.

Discussão e conclusões

Neste trabalho, o potencial de aplicação da FOT na análise de pacientes portadores de Fibrose foi investigado. Em concordância com a fisiopatologia envolvida nesta doença, foram observadas alterações na resistência e na reatância do sistema respiratório.

A Tabela 1 mostra que as características biométricas dos dois grupos estudados são semelhantes em termos de idade e altura ($p>0,05$). O peso dos indivíduos portadores de Fibrose, no entanto, foi significativamente menor que o dos indivíduos do grupo controle. Este achado pode ser explicado pela dificuldade que esses pacientes apresentam em ganhar peso, por não digerirem os alimentos adequadamente [16]. As alterações nos parâmetros espirométricos de função pulmonar descritas na Tabela 2, por sua vez, foram semelhantes às reportados por outros pesquisadores [2,3].

Em relação aos resultados obtidos por FOT, observamos inicialmente valores de resistência aproximadamente constantes no grupo controle (Figura 1), resultado coerente com a elevada homogeneidade presente no sistema respiratório destes indivíduos. Pacientes portadores de Fibrose Cística apresentaram resistências mais elevadas ao longo de toda a faixa investigada, apresentando redução com o aumento da freqüência. Hellinckx e colaboradores [10] estudando 20 crianças portadoras de Fibrose Cística com idade de 12,3±3,1 anos ressaltaram que a resistência medida por FOT não forneceu parâmetros sensíveis para a identificação da doença. Uma explicação possível, segundo os autores citados, é que estes parâmetros refletem preferencialmente as vias aéreas centrais, enquanto na Fibrose Cística a obstrução é principalmente periférica. As diferenças entre os

resultados do presente estudo e os obtidos por Hellinckx e colaboradores [10] podem estar associados a diferença de idades, note que o grupo estudado no presente trabalho é mais velho, o que poderia significar um nível de comprometimento mais elevado. Esta hipótese é confirmada comparando os VEF_1(%pred), e observando que o grupo estudado no presente trabalho apresenta redução mais elevada (54,2±28,7) em comparação ao grupo do estudo citado (61,2%).

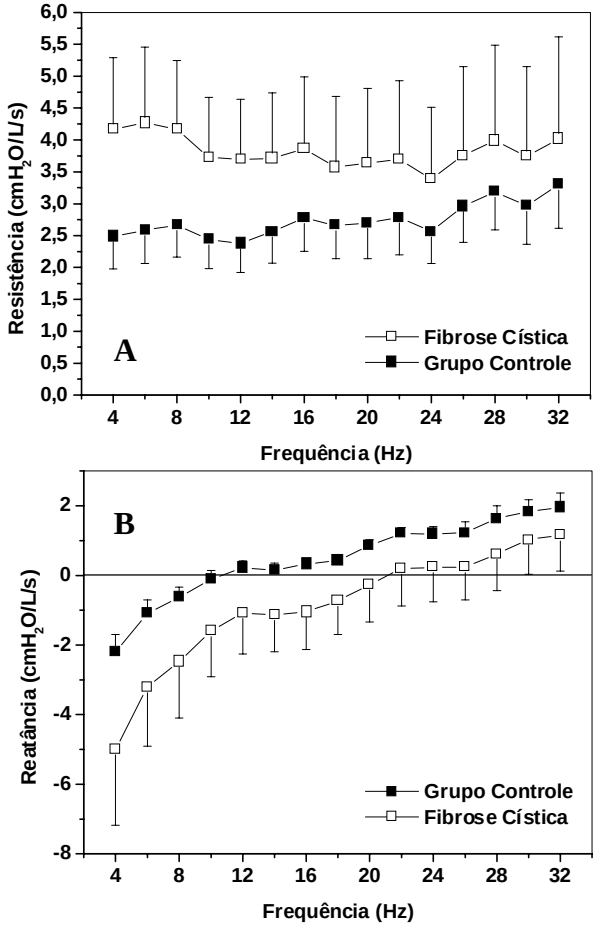


Figura 1 – Resistência (A) e reatância (B) em indivíduos normais e portadores de Fibrose Cística.

A análise da curva de reatância mostra em indivíduos do grupo controle uma freqüência de ressonância média em torno de 10Hz. A presença de Fibrose Cística elevou a freqüência de ressonância média para aproximadamente 21Hz, introduzindo também valores mais negativos de reatância, principalmente abaixo de 16 Hz. Os resultados descritos na Figura 1(B) são coerentes com os reportados por Hellinckx e colaboradores [10] onde valores mais negativos de reatância em 6Hz foram observados em crianças com Fibrose Cística.

A presença de Fibrose Cística introduziu aumentos significativos em todos os parâmetros utilizados para descrever o comportamento resistivo do sistema respiratório (Figura 3). Em contraste com estes resultados, o estudo efetuado por Hellinckx e colaboradores [10], não reportou alterações significativas em R6. Lebecque e Stanescu [11] estudaram as alterações em R10 em um grupo de crianças com idade média de 14±7 anos e com VEF_1(%T)=66±27%, concluindo que este parâmetro não foi capaz de identificar a obstrução nas vias aéreas descrita pela espirometria. As diferenças em relação aos estudos citados podem estar associadas ao maior grau de comprometimento do grupo estudado, em função de sua idade média mais elevada. Considerando os resultados dos estudos citados e os do presente trabalho, podemos supor que a evolução da Fibrose Cistica introduz pequenas elevações na resistência do sistema respiratório em crianças, e que estas alterações tendem a ser mais significativas em idades mais avançadas.

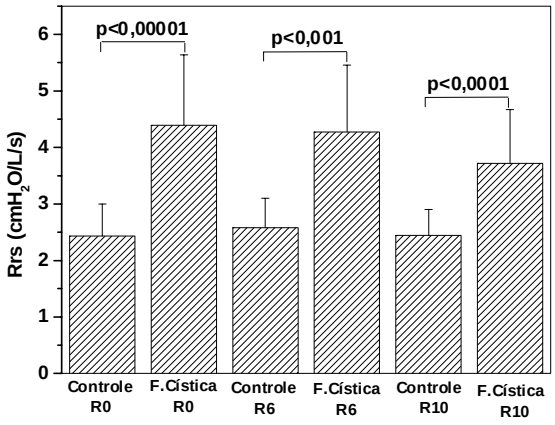


Figura 2 – Análise das componentes resistivas Ro, R6 e R10 em indivíduos normais e pacientes com Fibrose Cística.

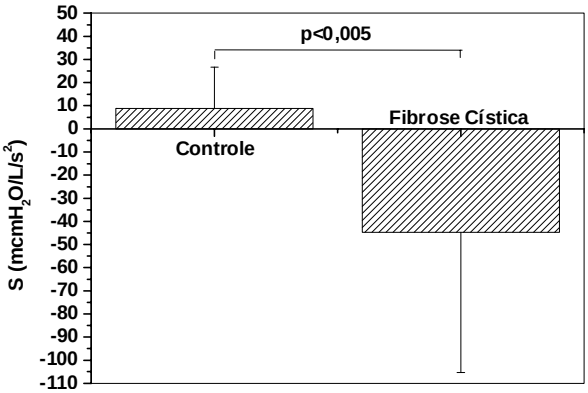


Figura 3 – Comportamento de S em indivíduos normais e portadores de Fibrose Cística.

Analisando a Figura 3, observamos valores mais negativos de S nos indivíduos portadores de Fibrose Cística, comportamento que reflete as maiores não-homogeneidades pulmonares e o maior efeito da impedância *shunt*, associada às vias aéreas superiores, nestes indivíduos [5,6,7]. Solymar e colaboradores estudaram as alterações na resistência do sistema respiratório de crianças [8] reportando uma pequena dependência da resistência com a freqüência. De maneira semelhante ao item anterior, esta diferença pode estar relacionada a diferenças em relação a idade e ao comprometimento dos grupos estudados. Desta maneira, também podemos supor que a evolução da Fibrose Cística introduz reduções importantes na

homogeneidade do sistema respiratório. O estudo das alterações de mecânica respiratória em pacientes portadores de Fibrose Cística com idade mais elevada é de elevado interesse clinico pois a idade média destes pacientes vem aumentando graças ao grande aprimoramento observado no tratamento destes pacientes [16]. Resultados de Crs,dyn em indivíduos saudáveis e pacientes portadores de Fibrose Cística são apresentados na Figura 4.

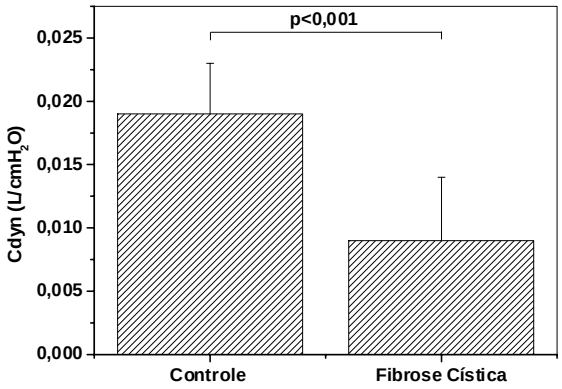


Figura 4 – Efeito da presença de Fibrose Cística nos resultados de Crs,dyn.

A redução na Crs,dyn presente nos pacientes com Fibrose Cistica encontra-se em estreita concordância com as características predominantemente restritivas da doença. É também coerente com o estudo elaborado por Solymar e colaboradores [8] onde a reatância em 2Hz, associada principalmente as propriedades elásticas do sistema respiratório, foi a variável mais descriminativa no estudo de crianças portadoras de Fibrose Cística.

Os resultados apresentados fornecem suporte adicional a hipótese de que a FOT permite a obtenção de parâmetros que descrevem adequadamente as alterações de mecânica respiratória presentes nos indivíduos adultos portadores de Fibrose Cística.

Agradecimentos

Aos residentes e as técnicas do Laboratório de Provas de Função Pulmonar, Edinete Limeira e Luzia Tamy, pelo auxílio na realização dos exames. A Fisioterapeuta Carolina Luna pelas criativas discussões e apoio no início do trabalho. Aos Srs. Jayme A. M. Júnior e Josiel G. Santos pelo auxílio na montagem da instrumentação e ao CNPq e a FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

[1] EK SHULTZ, SM FINKELSTEIN, JR BUDD, A MOORE, WJ WARWIK, "A home-based pulmonary function monitor for cystic fibrosis", Méd Instrum, vol. 22(5), pp. 234-239, 1988.

[2] GJ CRINER E GE D'ALONZO, Pulmonary pathophysiology, Fence Creek publishing, Madison, Connecticut, 1999.

[3] EF ANDRADE E FAA SILVA, "Fibrose Cística" in Doenças das Vias Aéreas, NS Porto, E. Araújo e DV Godoy, Revinter, Rio de Janeiro, 2001.

[4] DUBOIS, A. B., BRODY A. W., LEWIS D. H., BURGESS JR., B. F., (1956), "Oscillation mechanics of lungs and chest in man", *J. Appl. Physiol*., vol. 8, pp. 587-594.

[5] PL MELO, MM WERNNECK, A GIANELLA-NETO, "Avaliação da mecânica ventilatória por oscilações forçadas: fundamentos e aplicações clínicas", *J. Pneumol*., vol. 26 (4), pp. 194-206, 2000.

[6] MACLEOD D, BIRCH M. "Respiratory input impedance measurements: forced oscillation methods", Med Biol Eng and Comput 2001; 39: 505-516.

[7] NAVAJAS D, FARRÉ R., "Forced oscillation technique: from theory to clinical applications", Monaldi Arch Ched Dis, 56 (6), 555-562 (2001).

[8] SOLYMAR L, ARONSSON PH, SIXT R., "The forced oscillation technique in children",with respiratory disease. Pediatr Pulmonol. 1985 Sep-Oct;1(5):256-61.

[9] R SIXT, PH ARONSSON, L SOLYMAR, "The forced Oscillation Technique in children – with special reference to the use of low frequencies", Eur Resp Rev. 1991 1(3): 222-225.

[10] HELLINCKX J, DE BOECK K, DEMEDTS M., "No paradoxical bronchodilator response with forced oscillation technique in children with cystic fibrosis", Chest. 1998 Jan;113(1):55-9.

[11] P LEBECQUE, D STANESCU, "Respiratory resistance by the forced oscillation technique in asthmatic children and cystic fibrosis patients", *Eur Respir J*, vol. 10, pp. 891-895, 1997.

[12] FARIA, A.C.D., COSTA A.A., LOPES A.J., JANSEN J.M., MELO P.L.: Influência da carga tabágica sobre as propriedades resistivas e a reativas do sistema respiratório", submetido ao III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica.

[13] CAVALCANTI, J.V., LOPES A.J., JANSEN J.M., MELO P.L.: "Alterações nas propriedades resistivas e elásticas do sistema respiratório de indivíduos asmáticos adultos decorrentes da progressão da obstrução brônquica",submetido ao III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica.

[14] F ZERAH, AM LORINO, H LORINO, A HARF, I MACQUIN-MAVIER, "Forced Oscillation Technique vs Spirometry to Assess Bronchodilatation in Patients with Asthma and COPC", *Chest*, vol. 108 (1), pp.41-47, 1995.

[15] VAN NOORD JA, CLEMENT J, CAUBERGHS M, MERTENS I, VAN DE WOESTIJNE KP, DEMEDTS M., "Total respiratory resistance and reactance in patients with diffuse interstitial lung disease", Eur Respir J. 1989 Oct; 2(9):846-52.

[16] SCANLAN, Craig L; Wilkins, Robert, L e STOLLER, James K, Fundamentos da Terapia Respiratória de Egan, 7ª edição, 2000. Editora Manole.

ALTERAÇÕES DE RESISTÊNCIA E REATÂNCIA DO SISTEMA RESPIRATÓRIO EM INDIVÍDUOS PORTADORES DE SARCOIDOSE

A. J. Lopes[3], J. M. Jansen[3] e P. L. Melo[1,2]

[1]Laboratório de Instrumentação Biomédica - LIB - Instituto de Biologia e Faculdade de Engenharia
[2]Laboratório de Pesquisas em Microcirculação – LPM - Instituto de Biologia
[3]Laboratório de Provas de Função Pulmonar/Disciplina de Pneumologia
Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ) - Rio de Janeiro - Brasil
Tel. (0XX21) 2587-7773, FAX: (0XX21) 2587-7760
plopes@uerj.br

Abstract: This works aims to investigate the clinical application of the Forced Oscillation Technique (FOT) in the analysis of Sarcoidotic patients. Eighteen subjects with clinical diagnoses of sarcoidosis and twenty five normal individuals were studied. Resistive and reactive alterations were observed, including a small, but significant ($p<0.001$), increase in the total resistance and a significant reduction in the dynamic compliance of sarcoidotic patients ($p<0.0005$). These results are in line with the typical restrictive alterations present in patients of sarcoidosis. This indicates that FOT is capable of detecting the small increase in airway obstruction and the more pronounced modifications associated to the restrictive nature of the studied disease.

***Palavras Chaves*: Mecânica pulmonar, Sarcoidose, Provas de função respiratória, Oscilações Forçadas.**

Introdução

A Sarcoidose é uma doença de natureza sistêmica de causa desconhecida caracterizada pela presença de granulomas não cascosos. Estimativas de prevalência encontram-se entre menos que um caso até quarenta casos por 100.000 habitantes [1], sendo que aproximadamente 90% dos pacientes apresenta anormalidades torácicas. A Sarcoidose é tipicamente uma desordem pulmonar intersticial envolvendo alvéolos, vasos sanguíneos e bronquíolos. Prejuízos na capacidade de difusão, redução na complacência pulmonar e obstrução ao fluxo aéreo são usualmente as maiores alterações funcionais nesta doença [2].

As alterações nas propriedades mecânicas destes pacientes são usualmente estudadas por meio de testes espirométricos [3]. Curvas pressão/volume estáticas e a relação entre a resistência pulmonar e a pressão de recolhimento elástico são menos comuns [2].

A Técnica de Oscilações Forçadas apresenta elevado potencial na avaliação de pacientes portadores de Sarcoidose, permitindo a obtenção por meios não-invasivos de informações sobre o comportamento mecânico das vias aéreas, pulmão e parede torácica [4,5]. Esta técnica é empregada na caracterização da impedância do sistema respiratório e seus dois componentes, a resistência e a reatância totais do sistema respiratório ao longo de uma ampla faixa de freqüências. Estes parâmetros são medidos simultaneamente em várias freqüências por meio da superposição de pequenas oscilações de pressão ao sinal de ventilação espontânea. O método permite a realização de exames simples, requerendo apenas cooperação passiva, dispensando a realização de manobras expiratórias forçadas. Estas características contribuem para simplificar estudos complexos como a análise de distúrbios do sono [6] e estudos relacionados à obstrução nasal [7]. Outra importante vantagem, particularmente em pesquisas relacionadas a patofisiologia, refere-se a que esta técnica permite uma análise detalhada da mecânica ventilatória [8]. Embora a FOT tenha sido aplicada com sucesso na avaliação de anormalidades na mecânica ventilatória de doenças como Asma, Brônquite Crônica, Enfisema e Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC) [4,8], no melhor de nosso conhecimento, não existem estudos na literatura sobre a influência da Sarcoidose na resistência e reatância medidas por meio da FOT.

Neste contexto, o propósito do presente estudo foi determinar a influência da Sarcoidose na impedância respiratória. Para este fim, inicialmente foram analisados os comportamentos das curvas de resistência e reatância em indivíduos normais e pacientes portadores de Sarcoidose. Posteriormente, analisamos a influência da Sarcoidose na resistência total do sistema respiratório e, finalmente, os efeitos da Sarcoidose na complacência dinâmica são apresentados e discutidos.

Materiais e Métodos

As medidas foram efetuadas no Serviço de Pneumologia do Hospital Universitário Pedro Ernesto (HUPE), da Universidade do Estado do Rio de Janeiro, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do referido hospital. Os objetivos do estudo foram explicados a todos os voluntários e seus consentimentos por escrito foram obtidos antes de sua inclusão nos estudos.

Indivíduos analisados

Vinte e cinco indivíduos saudáveis (grupo controle) e dezoito pacientes com diagnóstico clínico de Sarcoidose foram estudados. Os voluntários foram

classificados como sadios com base nos resultados obtidos nos exames espirométricos e na ausência de história de doenças respiratórias e tabagismo. O diagnóstico de sarcoidose foi baseado na análise clínica, em radiografias do tórax e na evidência de granulomas a partir de espécime de biopsia quando todas as outras causas de granuloma foram excluídas (particularmente tuberculose). Pacientes com deformidades envolvendo o tórax e calcificação observada ao Raio-x foram excluídos do estudo. Todos os pacientes foram não-fumantes.

Ensaios de Espirometria

Capacidade vital (CV) e volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF_1) foram medidas com o voluntário sentado usando espirômetros de volume (Vitatrace VT 130 SL; Collins – GS) seguindo o procedimento sugerido pelo Consenso Brasileiro [9]. Os valores medidos foram relacionados aos valores referenciais descritos por Knudson et al. [10].

Ensaios de Oscilações Forçadas

O sistema empregado nos ensaios de FOT foi descrito anteriormente [11]. Basicamente, o instrumento aplica um sinal de pressão contendo todas os múltiplos inteiros de 2 Hz entre 4 e 32 Hz ao sistema respiratório de um indivíduo ventilando espontaneamente. A razão das transformadas de Fourier dos sinais de pressão aplicada e fluxo resultante é utilizada para a estimativa da impedância. Durante o exame o indivíduo é posicionado em frente ao aparelho de FOT, acoplado por um bocal de silicone, utilizando um clipe nasal e contendo as bochechas com as mãos a fim de evitar o efeito *shunt* [4]. São realizados 3 ensaios consecutivos, cada um com aproximadamente 17 segundos de duração, obtendo a média como resultado final.

Apresentação, processamento e análise estatística

Os resultados são apresentados como média±desvio padrão. A resistência ao intercepto (Ro) foi obtida por meio da regressão linear na faixa compreendida entre 4-16 Hz da componente resistiva da impedância. Este parâmetro está associada a resistência total do sistema respiratório, [4,8]. A análise também incluiu a estimativa da complacência dinâmica do sistema respiratório (Crs,dyn) pelo uso da equação $Xrs=-1/(2\pi fCrs,dyn)$. A reatância em 4Hz (Xrs) foi utilizada nesta análise [12]. Testes t não pareados foram utilizados nas comparações e assumidos como sendo estatisticamente significativos com $p<0.05$. As análises foram efetuadas com o programa ORIGIN 6.0.

Resultados

Dados incluindo idade, peso, sexo e altura da população estudada são apresentados na Tabela 1. As comparações das características citadas entre os dois grupos não apresentaram diferenças significativas .

Tabela 1 – Características biométricas dos indivíduos estudados.

	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (cm)	Sexo (H/M)
Controle	46,0±19,3	63,5±11,0	162,9±9,6	7/18
Sarcoidose	50,4±13,2	67,7±11,5	163,9±6,5	6/12
p	ns	ns	ns	-

H – homens, M – mulheres, p – nível de significância, ns - não significativo, (% pred) - percentual do valor predito.

A Tabela 2 descreve os resultados espirométricos dos grupos estudados. Cabe ressaltar a presença de alterações muito pequenas na comparação de indivíduos portadores de Sarcoidose e voluntários do grupo controle. Na verdade, embora observemos uma significativa redução em VEF_1/CV, os parâmetros espirométricos obtidos nos pacientes portadores de sarcoidose ainda podem ser considerados dentro da faixa de normalidade.

Tabela 2 – Dados espirométricos dos grupos estudados.

	VEF_1 (% pred)	VEF_1/CV (% pred)
Controle	101,5± 21,5	104,2± 6,8
Sarcoidose	89,2± 21,4	93,6± 10,0
p	ns	p<0.01

Curvas de Oscilações Forçadas

Valores médios de resistência e reatância em função da freqüência em indivíduos normais e com Sarcoidose são descritos na Figura 1. Resultados referentes a Ro e a Crs,dyn são apresentados na Figura 2. Foram observados aumentos significativos de Ro no grupo portador de Sarcoidose em comparação com o grupo controle ($p<0,001$). A análise de Crs,dyn revelou uma redução com nível de significância ($p<0,0005$) ainda mais elevado que o obtido na análise de Ro.

Discussão

Neste trabalho, foram avaliadas as alterações na resistência e na reatância do sistema respiratório de pacientes portadores de Sarcoidose em comparação com um grupo de indivíduos saudáveis. Foram observadas alterações coerentes com os resultados preliminares obtidos anteriormente em um grupo menor de indivíduos [13]. Inicialmente, observa-se que as características biométricas dos dois grupos estudados são semelhantes (Tabela 1). As alterações nos parâmetros espirométricos de função pulmonar descritas na Tabela 2, por sua vez, foram coerentes com a fisiopatologia envolvida na Sarcoidose e com resultados reportados por outros pesquisadores [2,3], indicando pequenas alterações mecânicas. Em concordância com

resultados publicados anteriormente na literatura [4,8], indivíduos normais mostraram curvas de resistência aproximadamente constantes com a freqüência. Valores médios de resistência total do sistema respiratório (Rrs) em pacientes portadores de Sarcoidose foram semelhantes aos reportados por Van Noord et al. [5] estudando espondilite anquilosante. São também semelhantes aos obtidos pelo mesmo grupo estudando pacientes com doenças pulmonares intersticiais difusas [14] com capacidade pulmonar total < 80% e indivíduos com severas queixas respiratórias e $VEF_1(\%pred) \leq 70\%$ [15]. Comparando os grupos, pode-se observar que na Sarcoidose os valores de Rrs são ligeiramente mais elevados. O aumento da Rrs foi similar ao longo de toda a faixa estudada. Peslin sugeriu que um aumento na obstrução nas vias aéreas centrais poderia uniformemente aumentar Rrs [16]. Na Sarcoidose as vias aéreas centrais são também susceptíveis ao comprometimento por granulomas, o que poderia explicar os resultados apresentados na Figura 1A. Em concordância com esta hipótese, Lavergne et al. [17] ressaltaram que as vias aéreas centrais estão também envolvidas na obstrução das vias aéreas na Sarcoidose.

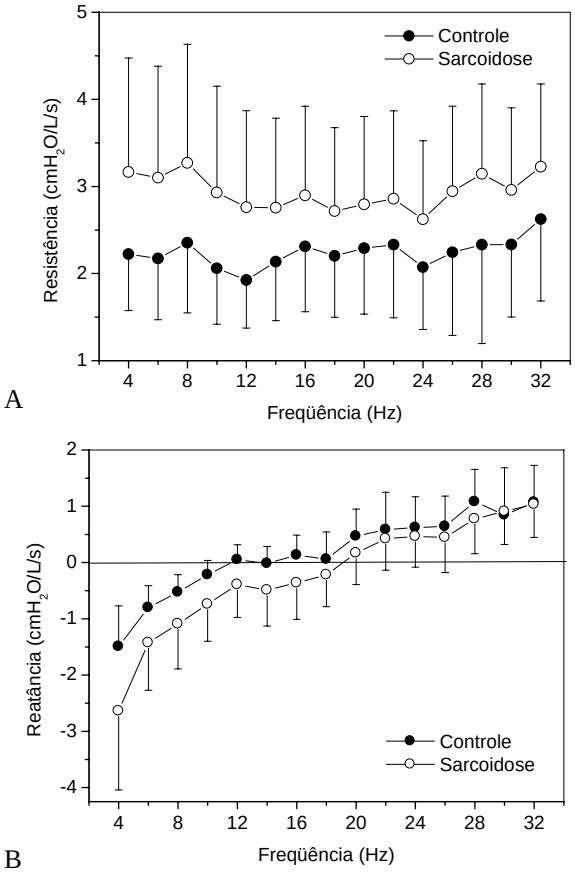


Figura 1: Resistência (A) e reatância (B) do sistema respiratório em função da freqüência de indivíduos normais e portadores de Sarcoidose.

A reatância respiratória em indivíduos normais foi similar ao padrão reportado em estudos anteriores [4,8]. Na Sarcoidose Xrs foi reduzida em baixas freqüências, conforme pode ser observado na Figura 1(B). As variações de Xrs com a freqüência foram semelhantes às descritas por Van Noord em pacientes com cifoescoliose [5], doença associada com um padrão restritivo. Em concordância com estes autores, também foram observados valores mais negativos de Xrs na região de baixas freqüências.

Os valores médios de Ro no grupo controle são similares aos reportados anteriormente na literatura [4,8]. Embora nossos resultados indiquem claramente que Ro aumenta em pacientes com Sarcoidose, visto que foi observado um significativo aumento de Ro neste grupo, um aumento na média de 45%, este aumento não foi excessivo. Isto pode ser facilmente observado comparando os valores médios de Ro em portadores de Sarcoidose ($3,2\pm1,1 cmH_2O/L/s$) com valores obtidos em pacientes obstrutivos [18] ($7.4\pm2.5 cmH_2O/L/s$) e em grupos específicos de asmáticos ($6.9\pm0.4 cmH_2O/L/s$) e DPOC ($7.6\pm0.4 cmH_2O/L/s$) [19].

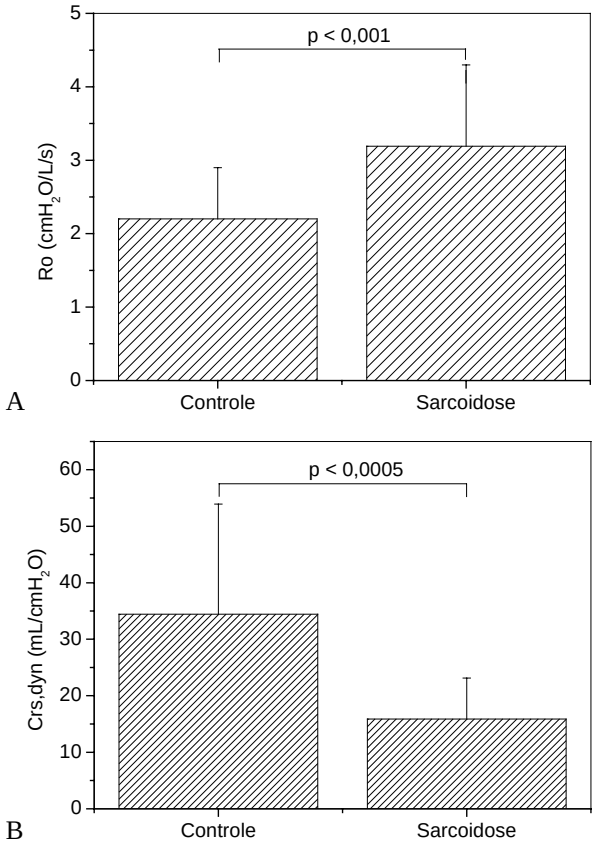


Figura 2: Resistência total (A) e complacência dinâmica (B) do sistema respiratório de indivíduos normais e portadores de Sarcoidose.

A Crs,dyn calculada em 4 Hz em indivíduos normais foi similar a obtida por outros pesquisadores na mesma frequencia [12] ou obtida por meio do ajuste de um modelo resistivo-inertivo-complacente [20]. O aumento da retração elástica na Sarcoidose foi reportado por Lamberto et al. [21] e Evfimevskii VP e Romanov [26]. Em concordância com os trabalhos citados, a Crs,dyn nos pacientes portadores de Sarcoidose foi significativamente reduzida em comparação com o grupo controle, o que indica a presença de alterações

restritivas. Os valores médios de Crs,dyn foram reduzidos em 54% nos pacientes com Sarcoidose, uma alteração maior que a observada em Ro. Embora o impacto da Sarcoidose na Crs,dyn não tenha sido formalmente descrito, os dados apresentados na Figura 2(B) são consistentes com os obtidos em estudos correlacionados. Van Noord et al. [5] observaram reduções na Crs,dyn estudando pacientes portadores de cifoescoliose. No caso particular da Sarcoidose, pensa-se que as conseqüências funcionais restritivas são determinadas com base na profusão e na distribuição dos granulomas e no seu potencial fibrogênico [22].

Conclusões

As alterações mecânicas decorrentes da Sarcoidose incluem, não apenas modificações nas propriedades elásticas do sistema respiratório, mas também alterações de natureza resistiva.

A FOT foi capaz de detectar o pequeno aumento na resistência total do sistema respiratório assim como as alterações mais pronunciadas na reatância respiratória associadas a natureza predominantemente restritiva da Sarcoidose. Considerando a vantagem de realizar ensaios com pouca cooperação, estes resultados indicam que a FOT pode ser útil na avaliação clínica de pacientes portadores de Sarcoidose.

Agradecimentos

Os autores agradecem o auxílio de Andrade W.S. (*in memoriam*), Mesquita Jr., J.A., Santos, J.G. e Faria, A.C.D. e a FAPERJ e ao CNPq pelo financiamento.

Referências

[1] NEWMAN LS, ROSE CS, MAYER LA. "Sarcoidosis", *N Engl J Med*, 336:1224-34, 1997.

[2] BRADVIK P, WOLLMER B, SIMONSSON, "Lung mechanics and their relationship to lung volumes in pulmonary sarcoidosis", *Eur Resp J*, 2:643-51, 1989.

[3] SHARMA OP, JOHNSON R, "Airway obstruction in sarcoidosis: a study of 123 nonsmoking black american patients with sarcoidosis", *Chest*, 94:343-46, 1988.

[4] MELO, P. L., WERNECK, M. M. e GIANNELLA-NETO, A., "Avaliação de mecânica ventilatória por Oscilações Forçadas: fundamentos e aplicações clínicas", *J Pneumol*, 26(**4**), 194-206, 2000.

[5] VAN NOORD JA, CAUBERGHS M, WOESTIJNE KP, DEMEDTS M, Total respiratory system resistance and reactance in ankylosing spondylitis and kyphoscoliosis. *Eur Resp J*, 4: 945-51, 1991.

[6] LEMES LNA, MELO PL, "Forced oscillation technique in the sleep apnea/hypopnea syndrome: identification of respiratory events and nasal continuous positive airway pressure titration", *Physiol Meas*, 24: 11-25, 2003.

[7] LEMES LNA, MELO PL, "A simplified oscillation method for assessing nasal obstruction non-invasively and under spontaneous ventilation: a pilot study", *Med & Biol Eng & Comput*., 41(**4**),439- 44, 2003.

[8] MACLEOD D, BIRCH M, "Respiratory input impedance measurement: forced oscillation methods", *Med & Biol Eng & Comput*, 39: 505-16, 2001.

[9] Diretrizes para testes de função pulmonar, *J Pneumol*, 28, 2002.

[10] KNUDSON R.J., LEBOWITZ MD, HOLBERG CJ, BURROUWS B, "Changes in the normal maximal expiratory flow-volume curve with grwth and aging", *Am Rev Resp Dis*, 127, 725-34, 1983.

[11] MELO PL, WERNECK MM, GIANNELLA-NETO A, "A new impedance spectrometer for scientific and clinical studies of the respiratory system". *Rev Sci Instrum*, 71: 2867-72, 2000.

[12]VAN NOORD JA, CLÉMENT J, WOESTIJNE KP, DEMEDTS M, "Total respiratory resistance and reactance in patients with asthma, chronic bronchitis and emphysema", *Am Rev Respir Dis*,143: 922-27, 1991.

[13] ANDRADE WS, LOPES AJ, JANSEN JM, MELO, PL, "Evaluation of respiratory mechanics by forced oscillation technique in sarcoidosis", *Chest*, 122 (suppl):100s, 2002.

[14] VAN NOORD JA, CLÉMENT J, CAUBERGHS M, "Total respiratory resistance and reactance in patients with diffuse interstitial lung diseases", *Eur Resp J*, 2: 846-52, 1989.

[15] PASKER, H.G., SCHEPERS, R., CLÉMENT, J. e WOESTIJNE, K.P., "Total respiratory impedance measured by means of the forced oscillation technique in subjects with and without respiratory complaints", *Eur. Respir. J.*, 9, 131-9, 1996.

[16] PESLIN R, "Exploring respiratory mechanics by forced oscillations: principles and pitfalls",. *Eur Respir J* , 4: 246-55, 1991.

[17] LAVERGNE F, CLERICI C, SADOUN D, BRAUNER M, BATTESTI J, VALEYRE D, Airway obstruction in bronchial sarcoidosis: outcome with treatment, CHEST, 116:1194-99, 1999.

[18] LORINO AM, ZERAH F, MARIETTE A, "Respiratory resistive impedance in obstructive patients: linear regression analysis *vs* viscoelastic modelling" *Eur Respir J*,; 10: 150-5, 1997.

[19] ZERAH F, LORINO AM, LORINO H, "Forced oscillation technique vs spirometry to assess bronchodilatation in patients with asthma and COPD", *Chest*, 108:41-7, 1995.

[20] HAYES D, PIMMEL R, FULTON J, "Detection of respiratory mechanical dysfunction by forced random noise impedance parameters", *Am Rev Resp Dis*, 120: 1095-100, 1979.

[21] LAMBERTO C, SAUMON G, LOISEAU P, "Respiratory function in recent pulmonary sarcoidosis with special reference to small airways", *Bull Eur Physiopathol Respir*, 21(**4**):309-15, 1985.

[22] HANSELL DM, MILNE DG, WILSHER ML E WELLS AU, "Pulmonary sarcoidosis: morphologic associations of airflow obstruction at thin-section CT", Radiology, 209(**3**):697-704, 1998.

SISTEMA PARA ANÁLISE NÃO-INVASIVA DA APNÉIA DA DEGLUTIÇÃO

C. Sales[1], J. A. Mesquita Júnior[1,2] e P. L.Melo[1,2]

[1]Laboratório de Instrumentação Biomédica – LIB – Instituto de Biologia e Faculdade de Engenharia
[2]Laboratório de Pesquisas em Microcirculação – LPM – Instituto de Biologia
Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Brasil.
Fone: +55 (0XX21) 2587-7773, Fax: +55 (0XX21) 2587-7760

plopes@uerj.br

ABSTRACT: The aim of this work is to describe and present the results of the application of a system able to perform the analysis the swallow apnoea process. The device consists of a PC adapted to modules for measurements of airflow, respiratory impedance and mechanical movements in the neck. The software is developed in LabVIEW environment and manages the reception, analysis and storage of sampled signals. *In vivo* studies conducted in 8 normal subjects showed close agreement with the physiology of the swallow apnoea. These evaluations confirmed the high scientific and clinical potential of this system.

***Palavras Chaves*: Instrumentação biomédica Deglutição, sistema respiratório, disfagia.**

Introdução

Deglutir é um mecanismo neuromotor complexo que requer precisa coordenação do sistema digestivo com o respiratório, através dos mecanismos de proteção, para que o bolo alimentar seja transportado da boca ao estômago de forma efetiva e segura [1]. A apnéia da deglutição é um destes mecanismos de proteção. É conceituada como interrupção do fluxo aéreo sem causar desconforto, iniciando-se a partir do esforço da deglutição, sendo evento capaz de marcar o início da fase involuntária e antecedendo de imediato a fase faríngea. É considerado o primeiro e o último fato que marca a exclusão da via respiratória durante o processo sinérgico da deglutição [2] e apresenta duração em torno de 0,3 a 2 segundos [3,4,5].

Este fenômeno ocorre preferencialmente na expiração, sendo quase sempre seguido da mesma fase do ciclo respiratório [2,3,5,6,7]. Trabalhos anteriores ressaltam que as características do bolo alimentar podem influenciar no ciclo respiratório devido à modificação deste fenômeno [2,3,6]. Outro dado importante sobre este fenômeno é que independe da adução das pregas vocais, tendo sido observado que pacientes laringectomizados apresentam comportamento semelhante aos dos não laringectomizados em termos da curva de registro do fluxo ventilatório [2]. Logo, o fluxo respiratório não é simplesmente reprimido durante a deglutição, mas substituída por um diferente e controlado padrão de interação entre a deglutição e a respiração [5].

A dificuldade para deglutir, a disfagia, pode ser entendida como um distúrbio de deglutição, com sinais e sintomas específicos, que se caracterizam por alterações em qualquer etapa e/ou entre as etapas da dinâmica da deglutição, podendo ser congênita ou adquirida, após comprometimento neurológico, mecânico ou psicogênico. Dificulta ou impossibilita a ingestão segura, eficiente e confortável de qualquer consistência de alimento e/ou saliva, podendo ocasionar complicações como desnutrição, desidratação, emagrecimento, falta de prazer na alimentação e outras mais graves, como a pneumonia aspirativa [1].

A videofluoroscopia por raios-X é o exame usualmente utilizado na análise da deglutição [8,9]. Nestas análises são produzidas imagens que permitem uma avaliação detalhadas das diferentes fases do processo. No entanto, este método requer equipamentos de alto custo, uma instalação em ambiente adequado a presença das irradiações envolvidas. Hughest e colaboradores ressaltam que outra importante limitação refere-se a impossibilidade de empregar repetidamente a técnica no acompanhamento do paciente [8].

O presente trabalho descreve o desenvolvimento e a aplicação em indivíduos saudáveis de um sistema baseado em computador pessoal adequado a análise não invasiva do fenômeno da apnéia da deglutição.

Materiais e Métodos

A figura 1 descreve o diagrama em blocos do sistema para análise da deglutição.

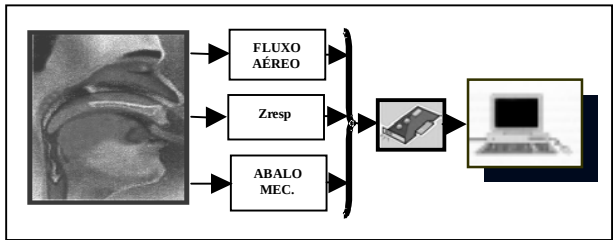


Figura 1 – Diagrama em blocos simplificado do sistema.

O sistema de medida de fluxo é composto por um pneumotacógrafo de tela associado a um transdutor diferencial de pressão (Honneywell 176PC). O sinal é amplificado e processado por um filtro passa-baixas

(Butterworth, 8ª ordem, 2,5Hz) antes de ser adaptado ao sistema de aquisição de dados. O sinal de fluxo foi adaptado a partir de um sistema originalmente dedicado a avaliação da impedância respiratória, descrito em detalhe anteriormente [10]. Basicamente, durante as avaliações de impedância, o instrumento aplica um sinal de pressão de baixa freqüência (5Hz) e baixa amplitude ao sistema respiratório de um indivíduo ventilando espontaneamente. A divisão entre a pressão aplicada e o fluxo resultante permite a obtenção do módulo da impedância respiratória $|Zrs|$. Antes de ser adaptado ao sistema de aquisição de dados, o sinal relativo ao $|Zrs|$ é processado por um filtro passa-baixas (Butterworth, 8ª ordem, 2,5Hz).

A avaliação da impedância respiratória apresenta grande aplicabilidade em condições onde a respiração espontânea é a forma de avaliação ideal, incluindo a condição de ventilação pelo nariz [11], metodologia utilizada no presente trabalho. Teoricamente, a avaliação da impedância mecânica do sistema respiratório poderia fornecer uma importante informação associada ao fenômeno resultante do aumento da obstrução ao fluxo aéreo durante a deglutição. Neste caso, ocorre movimentação póstero–superior do palato mole contra a faringe, bloqueando a comunicação da cavidade oral com a nasal e impedindo o refluxo nasal. Esta movimentação é descrita na Figura 2 [12]. Assim, a adequada movimentação do palato mole contra a faringe, em tese, poderia ser avaliada por meio da elevação do valor da impedância.



Figura 2: Movimentação póstero – superior do palato mole contra a faringe (A) bloqueando a comunicação da cavidade oral com a nasal (B) e impedindo o refluxo nasal.

O sistema de medida de abalo mecânico consta de um microfone de eletreto modelo CZN-15E, fixado em um aparato na forma de colar especialmente desenvolvido para que o mesmo possa ser instalado na lateral da cartilagem tireóide do indivíduo e assim captar os sinais do abalo mecânico relacionados a elevação e anteriorização do complexo laringe-hióide. Em seguida o sinal oriundo do microfone é adaptado a um estágio de amplificação para que seu nível seja devidamente ajustado, posteriormente sendo também processado por um estágio de filtragem passa baixas (Butterworth, 8ª ordem, 2,5Hz) de modo a que os sinais espúrios sejam eliminados da faixa de interesse.

Aquisição e análise de dados

Para este fim, foi desenvolvido um instrumento virtual (VI) em ambiente *LabVIEW 5.1 (National Instruments, Austin, TX)*. Como plataforma de Hardware, foi empregado um computador Pentium III-800 MHz com 64 Mb de RAM, disco rígido de 20 Gb, Monitor SVGA 17", gravador de CD entre outros periféricos, associado a uma placa de aquisição de dados com resolução de 12 bits (PCI6024E, *National Instruments, Austin, TX*) operando em uma freqüência de amostragem de 30 Hz. O sistema permite o acompanhamento em tempo real dos sinais de fluxo, impedância e abalo. Ao término de cada ensaio o instrumento permite que o pesquisador salve os dados num arquivo ASCII para que os mesmos possam ser analisados posteriormente. O módulo referente a análise dos dados permite visualizar o comportamento do fluxo, impedância e abalo durante o exame e aproximar (zoom) regiões de maior interesse. A partir do posicionamento de cursores no indicador com *zoom*, o programa possibilita a avaliação automática do intervalo de tempo que compõe a apnéia, o tempo de inspiração e expiração antes e após a apnéia, o momento de início da apnéia da deglutição no ciclo respiratório e o comportamento do ciclo após a apnéia. O painel frontal deste VI é apresentado na Figura 3.

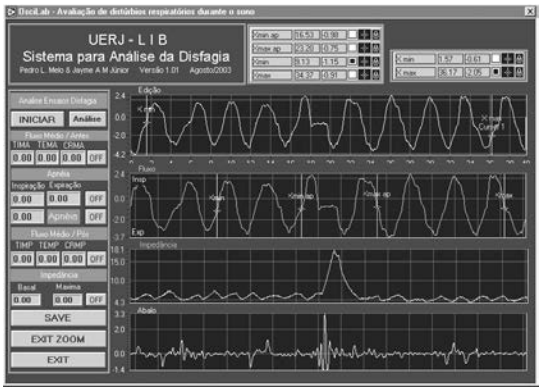


Figura 3: Painel frontal do VI dedicado a análise dos dados.

Testes in vivo

Foram analisados o tempo de apnéia, a fase do ciclo respiratório pós-apnéia e a impedância respiratória basal e máxima durante a ocorrência da apnéia. O estudo foi realizado em 8 indivíduos sadios (idade: 28,0±3,6 anos, peso: 64,23±9,5 kg, altura: 170,0±8,5 cm) que não apresentavam nenhum distúrbio digestivo, respiratório ou neurológico. Durante a realização dos exames, os indivíduos permaneceram sentados numa posição neutra utilizando máscara nasal com uma pequena complacência, ventilando calmamente. O aparato para avaliação do abalo foi colocado no pescoço do indivíduo, na lateral da cartilagem tireóide, para que o ruído do abalo pudesse ser captado [5], conforme descrito na Figura 4.



Figura 4: Metodologia de análise da apnéia da deglutição.

Foram administradas três doses de água pelo próprio indivíduo, nos valores de 5, 10 e 20 mL, tendo sido também estudada a deglutição de saliva. Foram efetuados três ensaios com cada volume, sendo os resultados obtidos a partir da média dos tempos de apnéia e de impedância basal antes da apnéia e máxima durante o evento citado. No total, 96 deglutições foram analisadas.

Os resultados foram analisados por meio de testes ANOVA e testes t pareados utilizando o programa ORIGIN 6.0. Foram considerados estatisticamente significativos na presença de $p<0,05$.

Resultados e discussão

A Figura 5 mostra o comportamento típico dos sinais de fluxo, impedância e abalo durante uma apnéia da deglutição.

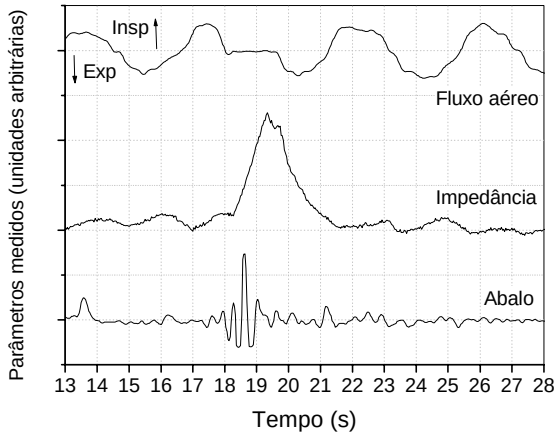


Figura 5: Ilustração dos sinais de fluxo aéreo, impedância e abalo mecânico resultantes de uma apnéia da deglutição.

A ausência de fluxo, que ocorre ao final do ciclo inspiratório, demarca o início do processo de deglutição (≅18s). Após o inicio deste evento, podemos observar na Figura 5 presença do sinal de abalo mecânico, indicando a atuação dos mecanismos de proteção, que incluem a movimentação do complexo laringe-hióide. Após um período de aproximadamente 1,5 s, a apnéia chega ao seu final, tendo início uma fase expiratória. O aumento da obstrução ao fluxo aéreo durante a deglutição, resultante da movimentação do palato mole contra a faringe, é claramente descrito pela elevação do sinal de impedância.

Os resultados obtidos a partir da deglutição de volumes crescentes de água são apresentados na Figura 6. Embora a análise visual demonstre que o tempo de apnéia aumentou com o volume de água administrado, estatisticamente este aumento não foi significativo (ANOVA, $p>0,05$).

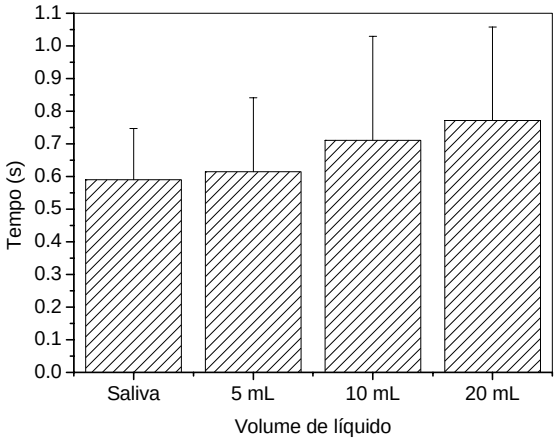


Figura 6: Média e desvio padrão do tempo de apnéia em diferentes volumes administrados.

De acordo com estudos anteriores [3,4,5], foram observadas apnéias da deglutição com períodos compreendidos entre 0,33 a 1,83 segundos. O aumento do tempo de apnéia é coerente com a fisiologia envolvida [1], estando também de acordo com os dados obtidos no grupo 2 de pacientes estudados por Preiksaiti e colaboradores [4].

A Tabela 1 mostra o percentual de expirações e inspirações ao final da apnéia. Foi observado maior porcentagem de expiração após a apnéia da deglutição, em concordância com trabalhos anteriores e reafirmando a colocação de Smith e colaboradores [7] que admitem tal comportamento fisiológico como papel protetor de aspiração. Este mecanismo de proteção das vias aéreas inferiores teria a função de retirar qualquer resíduo do bolo alimentar dos recessos faríngeos que pode não ter sido completamente transportado durante a deglutição [13].

Tabela 1: Comportamento ao final da apnéia.

	Saliva (%)	5mL (%)	10mL (%)	20mL (%)
% Expiração	79,16	66,66	41,66	79,16
% Inspiração	20,83	33,33	58,33	20,83

Valores médios basais e máximos de impedância durante a apnéia são apresentados na Figura 7. A elevação dos valores de impedância, em comparação com os respectivos valores basais, se apresentou estatisticamente significativa em todos os volumes estudados ($p<0,0001$).

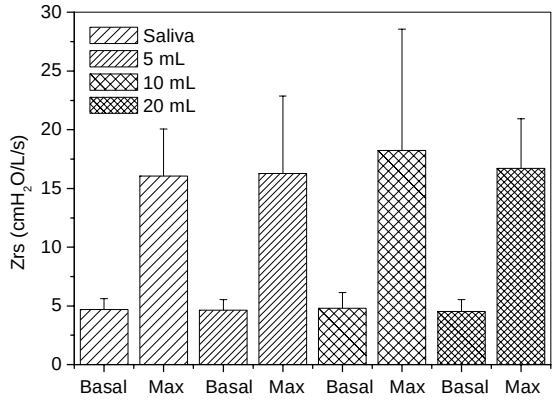


Figura 7: Médias e desvio padrão dos valores basais de impedância e máximos durante a apnéia em todos os volumes estudados.

De uma maneira geral, durante a deglutição inicialmente ocorre uma parada no fluxo aéreo (descrita no sistema proposto pelo sinal do pneumotacógrafo), em seguida o alimento é ejetado para a orofaringe ocorrendo o vedamento da cavidade nasal e a oral atraves da movimentação postero-superior do palato (no presente trabalho, descrita pelo aumento da Zrs). Deste modo, o bolo alimentar pode ser deslocado da orofaringe para a laringofaringe, que se encontra ampliada devido a movimentação de anteriorização e elevação do complexo laringe-hióide (descrita pelo sistema proposto por meio do sinal de abalo mecânico). A última fase deste processo corresponde ao final da apnéia (identificada pelo sistema proposto pelo sinal de fluxo).

Desta maneira, observamos que a descrição do processo de apnéia da deglutição oferecida pelo sistema descrito no presente trabalho encontra-se em estreita concordância com os fundamentos fisiológicos envolvidos no processo [1]. Comparando com a técnica clássica de videofluorescência por raios-X, o sistema apresenta as vantagens de não ser ionizante, permitindo o acompanhamento da evolução do paciente, não demandar ambientes especiais de utilização, assim como um custo mais reduzido. Uma vantagem importante, do ponto de vista clínico, refere-se a possibilidade de avaliar pacientes no leito.

Conclusões

Foi desenvolvido um sistema adequado à análise experimental da apnéia da deglutição por meios não-invasivos.

A aplicação do sistema em individuos normais evidenciou resultados em estreita concordância com a literatura, assim como com os principios fisiológicos envolvidos.

A análise do módulo da impedância respiratória permite identificar a movimentação póstero–superior do palato mole contra a faringe que ocorre durante a deglutição.

O sistema apresenta elevado potencial em contribuir para o aprofundamento de nossa compreensão sobre a fisiologia e fisiopatologia dos quadros de disfagia orofaríngea e, consequentemente, na assistência oferecida aos pacientes disfágicos.

Agradecimentos

Ao sr. J. G. Santos pelo auxílio técnico e ao CNPq e a FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

[1] FURKIM, A., SANTINI, C., *Disfagia Orofaringeas*. São Paulo: Editora Pró-Fono, 1999.

[2] COSTA, M., SILVA, R., LEMME E., TANABE, R., Apnéia de Deglutição no Homem Adulto. *Arq. Gastroenerologia* 35(1) 32-39 1998.

[3] PREIKSAITIS, H., MILLS, C., "Coordination of Breathing and Swallowing: effects of bolus consistency and presentation in normal adults", *J App Physiol*, 81 (4) 1707 –-1714 1996.

[4] PREIKSAITIS, H., MILLS, C., "Coordination of respiration and swallowing: effects of bolus volume in normal adults", *Am J Physio* 263, R624-R630, 1992.

[5] SELLEY, W., FLACK, F., ELLIS, R., BROOKS, W., Respiratory pattern associated with swallowing: Part 1. The normal adult pattern and changes with age. *Age Ageing* 18: 168, 1989 a.

[6] SHAKER, R., DODDS, W., DANTAS, R., Coordination of Deglutitive Glotic Closure with Oropharyngeal Swallowing. *Gastroenterology* 98: 1478 – 1484, 1990.

[7] SMITH, J., WOLKOVE, N., Coordination of Eating, Drinking and Breathing in Adults. *Chest* 96: 578 – 582, 1989.

[8] HUGHES T.A.T, LIU P, GRIFFITHS H., LAWRIE B.W., WILES C.M., "Simultaneous electrical impedance tomography and videofluoroscopy in the assessment of swallowing", Physiol Meas 1996; 17: 109-119.

[9] HUGHES T.A.T, LIU P, GRIFFITHS H., WILES C.M., "The repeatability and variability of electrical impedance tomography indices of pharingeal transit time in normal adults", Physiol Meas 1995; 16: A79-A86.

[10] MELO, P. L., LEMES, L. N. A. Instrumentation for the analysis of respiratory system disorders during sleep: design and application. Review of Scientific Instruments . EUA: , v.73, n.11, p.3926 - 3932, 2002.

[11] LEMES LNA, MELO PL, "A simplified oscillation method for assessing nasal obstruction non-invasively and under spontaneous ventilation: a pilot study", Med & Biol Eng & Comput., 41(4),439- 444, 2003.

[12] SILVA A.A., "Tradução computacional dos achados videofluoroscópios da dinâmica das fases oral e faringea da deglutição: imagens anatômicas básicas", UFRJ, Faculdade de Medicina, [Tese], 2001, 52p.

[13] HARDING, S., Oropharyngeal Dysfunction in COPD Patients: The Need for Clinical Research. *Chest* 121 (2) 315-317 2002.

ALTERAÇÕES NAS PROPRIEDADES RESISTIVAS E ELÁSTICAS DO SISTEMA RESPIRATÓRIO DE INDIVÍDUOS ASMÁTICOS ADULTOS DECORRENTES DA PROGRESSÃO DA OBSTRUÇÃO BRÔNQUICA

J. V. Cavalcanti[1], A.J. Lopes[3], J.M. Jansen[3] e P.L. Melo[1,2]

[1]Laboratório de Instrumentação Biomédica – LIB – Instituto de Biologia e Faculdade de Engenharia
[2]Laboratório de Pesquisas em Microcirculação – LPM – Instituto de Biologia
[3]Laboratório de Provas de Função Pulmonar/Disciplina de Pneumologia
Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ)
Tel. (0XX21) 2587-7773, FAX: (0XX21) 2587-7760
plopes@uerj.br

Abstract: The main objective of this study was to analyze the respiratory mechanics alterations in asthmatic adults according to the progression of airway obstruction by the Forced Oscillation Technique (FOT). Resistive and elastic parameters were studied in 120 non-smokers subjects, being 25 healthy and 95 asthmatics, divided in four groups according to the obstructive syndrome. In close agreement with the asthma pathophysiology, significant (ANOVA, p<0.001) increases in total respiratory resistance and non-homogeneity, as well as reductions in the dynamic compliance were observed. In conclusion, this study indicates that FOT is useful in the analysis of the respiratory system of asthmatic patients.

***Palavras Chaves*: Mecânica respiratória, Técnica de Oscilações Forçadas, Asma Brônquica, Espirometria, Instrumentação Biomédica.**

Introdução

De acordo com a Organização Mundial de Saúde, as doenças respiratórias, incluindo a asma, são responsáveis por um elevado custo social, com taxa de 17,4% de mortalidade e 13,3% de morbidade em todo o mundo. Nesse contexto, sabe-se que a asma é a doença crônica de maior prevalência na infância [1]. O valor gasto pelo SUS anualmente com internações por asma em todo o país corresponde a mais de R$ 116 milhões [2]. O principal fator fisiopatológico desta doença é a inflamação brônquica, que está presente em todos os níveis da doença, sendo mais evidente nos estágios mais graves [3,4].

O diagnóstico da asma é baseado em dados clínicos e evidência objetiva de reversibilidade da obstrução ao fluxo aéreo. A espirometria, considerada padrão ouro no diagnóstico de obstrução de vias aéreas, é o teste mais utilizado para análise da função pulmonar, através da mensuração de volumes, fluxos e capacidades pulmonares. No entanto, a manobra inspiratória profunda necessária para a realização do exame de espirometria pode alterar o tônus da musculatura lisa dos brônquios, fato que poderia contribuir para a redução de volumes expiratórios forçados no asmático [5].

A Técnica de Oscilações Forçadas (FOT) apresenta como principais vantagens requerer apenas cooperação passiva do paciente e obter novos parâmetros respiratórios que permitem, por sua vez, uma análise mais detalhada do sistema respiratório dos indivíduos asmáticos. Através da FOT são estimados parâmetros que traduzem as propriedades resistivas e de armazenamento de energia no sistema respiratório. Desta maneira, a FOT apresenta um elevado potencial no sentido de aprofundar nosso entendimento das alterações fisiológicas, avaliar respostas à terapia e otimizar o tratamento de indivíduos portadores de asma [6,7,8]. Diversos autores tem investigado a utilização da FOT em pacientes pediátricos, tanto com o objetivo de analisar as alterações de mecânica respiratória quanto de estudar a resposta a medicação broncodilatadora [6,7,8]. Os estudos relacionados as alterações da mecânica ventilatória na asma em pacientes adultos são usualmente limitados a comparações entre grupos de asmáticos e indivíduos normais [6,7,8]. De uma maneira geral, a aplicação da FOT depende da exata identificação dos parâmetros mais adequados ao diagnóstico e acompanhamento de cada doença respiratória em particular. Neste sentido, nosso grupo vem conduzindo diversos estudos com o objetivo de viabilizar a utilização clínica da FOT, otimizando a metodologia e o sistema de medida em função das características específicas de cada uma das diversas doenças respiratórias.

Com base no exposto, os objetivos deste trabalho foram assim delineados: (1) investigar pela FOT as alterações de mecânica ventilatória em indivíduos adultos asmáticos apresentando obstrução ao fluxo aéreo, avaliada por meio da espirometria, como normal, leve, moderada e acentuada e (2) comparar estes resultados com os obtidos em um grupo controle. O trabalho também inclui uma comparação destes resultados com os obtidos em estudos similares em indivíduos portadores de doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC).

Pacientes e Métodos

Indivíduos analisados

As medidas foram efetuadas no Hospital Universitário Pedro Ernesto (HUPE). O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa do referido hospital. Foram analisados 25 indivíduos normais e 75 asmáticos cujas características biométricas são descritas na Tabela 1.

Tabela 1 – Características dos indivíduos estudados (média ± desvio padrão).

	H/M	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (cm)
Controle (n= 25)	6/19	42,5±16,2	63,4±11,9	160,0±10,0
Normal (n= 21)	5/16	38,4±17,3	67,5±18,9	159,7±9,7
Leve (n= 30)	8/22	40,1±16,7	72,5±22,0	158,2±22,1
Moderada (n= 24)	11/13	47,1±18,6	64,3±12,5	159,3±11,4
Acentuada (n= 20)	9/11	49,8±19,6	67,6±12,3	161,6±7,4

(H: homem; M: mulher)

Exames Espirométricos

Os equipamentos de circuito fechado V*itatrace* VT *130 sl* e C*ollins/gs* foram utilizados por um técnico de espirometria, certificado pela Sociedade Brasileira de Pneumologia e Tisiologia (SBPT), para a realização dos ensaios espirométricos. os laudos foram fornecidos pelo diretor médico do laboratório de provas de função pulmonar. Para a realização dos exames foram seguidas as orientações da SBPT [9]. A classificação da sindrome obstrutiva foi elaborada conforme proposto por Jansen [10].

Instrumentação e exames de FOT

O sistema empregado nos ensaios de FOT foi descrito anteriormente [11]. Basicamente, o instrumento aplica um sinal de pressão contendo todas as harmônicas de 2 Hz entre 4 e 32 Hz ao sistema respiratório de um indivíduo ventilando espontaneamente. A razão das transformadas de Fourier dos sinais de pressão aplicada e fluxo resultante é utilizada para a estimativa da impedância na faixa de freqüência citada.

Durante o exame o indivíduo é posicionado em frente ao aparelho, sendo acoplado ao mesmo por um bocal de silicone, utilizando um clipe nasal e contendo as bochechas com as próprias mãos a fim de evitar o efeito *shunt* [6]. São realizados 3 ensaios consecutivos, cada um com aproximadamente 17 segundos de duração, obtendo a média como resultado final. A função de coerência mínima utilizada em todos os exames foi de 0,9. Quando os exames realizados por um dado paciente não obtinham este valor mínimo o paciente era excluído do estudo.

Apresentação dos resultados e análise estatística

Os resultados são apresentados como média +/- SD. A análise estatística foi efetuada por meio de um pacote comercial (ESTATÍSTICA 5.0) utilizando ANOVA para avaliar as alterações entre os grupos e correções de Bonferroni na realização de comparações entre os grupos. As diferenças entre as médias foram consideradas significativas quando $p \leq 0,05$ ao teste ANOVA e $p<0,005$ após as correções de Bonferroni.

Resultados e Discussão

Os resultados obtidos nos exames espirométricos, utilizados como referência, são descritos na Figura 1. A classificação da síndrome obstrutiva brônquica utilizada no presente trabalho [10] baseia-se nos valores de $FEF_{25-75\%}$/CVF e VEF_1/CVF. É digno de nota que a relação $FEF_{25-75\%}$/CVF influencia principalmente a classificação das fases iniciais da doença obstrutiva devido à relação deste parâmetro com obstrução de pequenas vias aéreas.

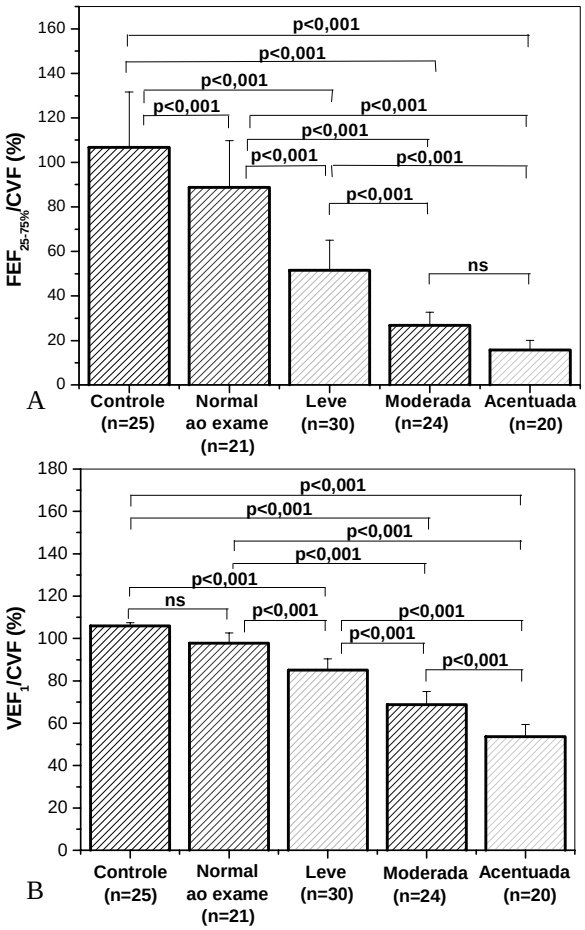


Figura 1 – Resultados médios e desvios-padrão dos parâmetros espirométricos $FEF_{25-75\%}$ / CVF (A) e VEF_1 / CVF (B) no grupo controle e em pacientes asmáticos.

Por outro lado, a relação VEF_1/CVF apresenta maior influência na classificação das fases mais avançadas da doença, visto que esse parâmetro está relacionado principalmente à obstrução em grandes vias aéreas.

Os resultados referentes a R0, S e Crs,dyn são apresentados na Figura 2. Os resultados obtidos na análise de R0 no grupo controle foram consistentes com trabalhos descritos anteriormente [5,12,13]. Em asmáticos foram obtidos valores médios de R0 mais elevados, confirmando resultados preliminares do presente estudo [14] e em concordância com resultados reportados por outros pesquisadores [15]. Embora não tenham sido observadas alterações significativas nas comparações entre as classes adjacentes, houve um significativo aumento de R0 com o grau de obstrução na asma (ANOVA, p<0,0001). Estes resultados são coerentes com estudos epidemiológicos em trabalhadores propensos a desenvolver doenças ocupacionais que identificaram R0 como um parâmetro sensível para descrever a obstrução de vias aéreas [5,13]. De acordo com Hyatt *et al* [16] existe uma forte correlação negativa entre resistência e fluxo expiratório máximo, ou seja, resistências aumentadas estão associadas à diminuição de fluxo. Os autores afirmam que na asma a resistência sofre um incremento devido à limitação das vias aéreas por broncoconstricção e processos inflamatórios, e que a redução dos fluxos expiratórios é uma conseqüência destas alterações primárias.

As características fisiopatológicas inerentes aos distúrbios obstrutivos levam à deterioração do sistema respiratório com a presença de diferentes constantes de tempo nas vias aéreas, ou seja, levam à perda da homogeneidade pulmonar [12]. O parâmetro S descreve a dependência da resistência em relação à freqüência [12] e está associado à não-homogeneidade do sistema respiratório [6,7,8]. Clément *et al* [17] identificaram S como um dos melhores parâmetros derivados da FOT para discriminar indivíduos sadios de doentes. Outros trabalhos descritos anteriormente caracterizaram S como um sensível indicador para detectar precocemente a presença de obstrução nas vias aéreas periféricas [5,13]. Na presente pesquisa, o valor de S apresentou-se levemente negativo no grupo controle, em concordância com estudos anteriores (6,7,8). Esse valor tornou-se mais negativo em indivíduos asmáticos, em, concordância com o trabalho desenvolvido por Zerah *et al* [18]. A progressão da obstrução respiratória introduziu uma significativa (ANOVA, p<0,0001) tendência de aumento da não-homogeneidade. Considerando as comparações entre classes, cabe ressaltar a presença de diferenças significativas entre as classes moderada e acentuada, assim como entre o grupo controle e as classes moderada e acentuada.

Na presente pesquisa, os valores de Crs,dyn encontrados para o grupo controle são consistentes com a literatura [19,20]. Ao analisar os asmáticos verificou-se que a classe normal ao exame apresentou valor de Crs,dyn maior do que o grupo controle. Segundo West [21] há alteração nas propriedades elásticas do sistema respiratório na asma que introduzem alguma perda do recuo elástico pulmonar. Essa proposição pode justificar o aumento da Crs,dyn, principalmente relacionado ao componente pulmonar, nos pacientes da classe normal ao exame. De uma maneira geral, foi observada uma significativa (ANOVA, p<0,0001) tendência de redução na Crs,dyn com o aumento da obstrução respiratória. Segundo Hyatt et al [16], a redução de Crs,dyn pode estar associada ao aumento de resistência das vias aéreas. Hayes et al [2] e Peslin et al [20] descreveram achados semelhantes ao comparar indivíduos saudáveis com pacientes obstrutivos.

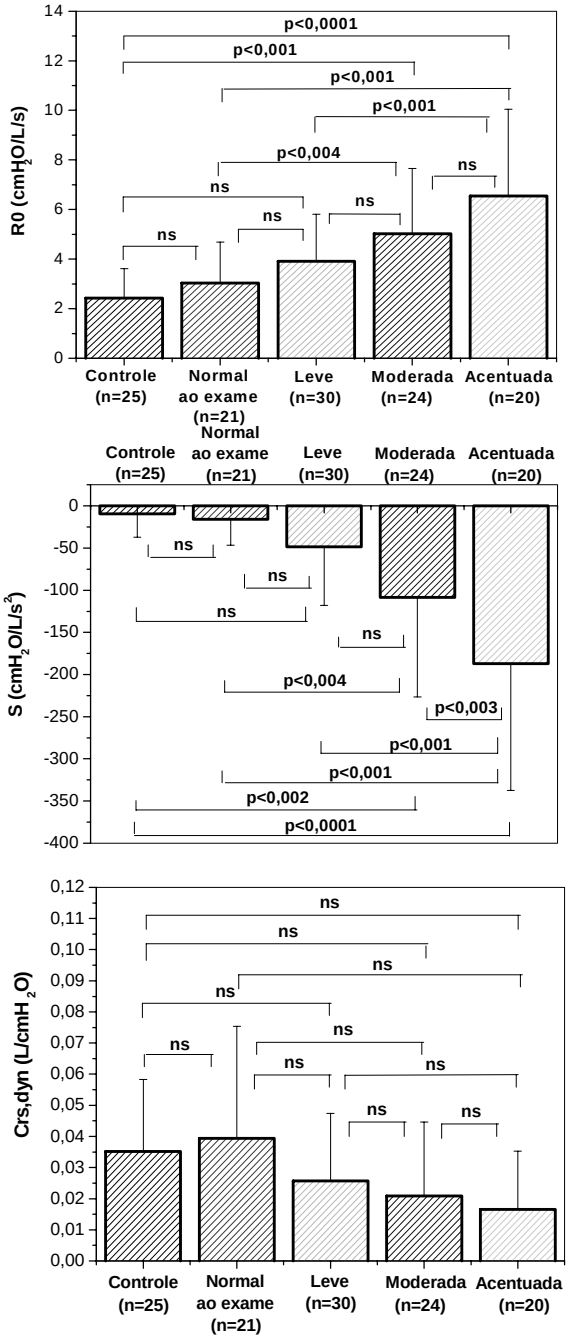


Figura 2 – Comportamento de R0 (A), S (B) e Crs,dyn (C) no grupo controle e em pacientes asmáticos classificados de acordo com a obstrução brônquica.

Estudos recentes mostraram que as vias aéreas em indivíduos asmáticos se apresentam mais rígidas em conseqüência das alterações estruturais relacionadas ao remodelamento das vias aéreas [22]. Estas alterações introduzem uma diminuição da complacência de vias aéreas que também pode estar envolvida no processo de redução da Crs,dyn. Com base nas discussões anteriores, observamos que os resultados obtidos na presente pesquisa estão em estreita concordância com a fisiopatologia envolvida na asma.

Conclusões

A progressão da obstrução brônquica em indivíduos asmáticos adultos introduz elevações na resistência total do sistema respiratório e reduções na homogeneidade pulmonar. Em menor grau, são também observadas reduções na complacência dinâmica do sistema respiratório.

Agradecimentos

Aos residentes e técnicos do Laboratório de Provas de Função Pulmonar e aos srs. J. A. M. Júnior e J. G. Santos pelo auxílio técnico. Ao CNPq e a FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

[1]WHO,www.who.int/ncd/asthma/asthma_publications.htm, acessado em setembro de 2003.

[2] Ministério da Saúde. www.saúde.gov.br, acessado em setembro de 2003.

[3] LAPA J.R., SILVA R. NASCENTES H.S., CAMPOS T., "Asma Brônquica", Pneumologia – Aspectos Práticos e Atuais", Cap. 10, 2001.

[4] TARANTINO, A.B., "Doenças Pulmonares", Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 1997.

[5] PAIRON J.C., IWATSUBO Y., HUBERT C., LORINO H., NOUAIGUI H., GHARBI R., BROCHARD P. "Measurement of bronchial responsiveness by forced oscillation technique in occupational epidemiology". Eur Respir J. 7:484-489, 1994.

[6] MELO P.L., WERNNECK M.M., GIANELLA-NETO A., "Avaliação da mecânica ventilatória por oscilações forçadas: fundamentos e aplicações clínicas", *J. Pneumol*., vol. 26 (4) 194-206, 2000.

[7] NAVAJAS D., FARRÉ R. "Forced oscillation technique: from theory to clinical applications" Monaldi Arch Ched Dis, 56 (6), 555-562, 2001.

[8] OOSTVEEN, E., MACLEOD D., LORINO H., FARRE R., HANTOS Z., DESAGER K., MARCHAL F., "The forced oscillation technique in clinical practice: methodology, recommendations and future developments." *Eur Resp J*, 22(6):1026-41, 2003.

[9] III Consenso Brasileiro no Manejo da Asma. J Pneumol, 28 (1), 2002.

[10] JANSEN, J.M., Classificação da Síndrome Obstrutiva Brônquica – Uma proposta estatística [Tese]. Rio de Janeiro, RJ: UFF, 1994.

[11] MELO PL, WERNECK M.M., GIANELLA-NETO A., "New impedance spectrometer for scientific and clinical studies of the respiratory system.", *Rev Sci Inst.*, 71 (7), 2867-2872, 2000.

[12] BROCHARD L., PELLE G., DE PALMAS J., BROCHARD P., CARRE A., LORINO H., HARF A., "Density And Frequency Dependence Of Resistance In Early Airway Obstruction", Am Rev Respir Dis;135(3), 579-584, 1987.

[13] PHAM Q.T., BOURGKARD E., CHAU N., WILLIM G., MEGHERBI S.E., TECULESCU D., BOHADANA A., BERTRAND J.P., "Forced oscillation technique (FOT): a new tool for epidemiology of occupational lung diseases?", Eur Respir J, 8:1307-1313, 1995.

[14] CAVALCANTI J.V., LOPES A.J., JANSEN J.M., MELO P.L., "Alterations in respiratory mechanics resulting from the progression of airway obstruction in asthmatic subjects analysed by the forced oscillation technique", Chest, 124(4), 137s, 2003.

[15] LORINO A.M., ZERAH F., MARIETTE C., HARF A., LORINO H.. "Respiratory resistive impedance in obstructive patients: linear regression analysis *vs* viscoelastic modeling". Eur Respir J, 10: 150-155, 1997.

[16] HYATT R.E., SCANDON P.D., NAKAMURA M., "Interpretation of pulmonary function tests", Philadelphia: Lippincott – Raven, 76-78, 1997.

[17] CLEMENT J, LANDSER FJ, VAN DE WOESTIJNE KP. Total resistance and reactance in patients with respiratory complaints with and without airways obstruction. Chest 83:215-20, 1983.

[18] ZERAH F, LORINO AM, LORINO H, HARF A, MACQUIN-MAVIER I. "Forced oscillation technique vs spirometry to assess broncodilation in patients with asthma and COPD", Chest, 108:41-47, 1995.

[19] HAYES, D.A., PIMMEL, R.L., FULLTON, J.M., BROMBERG, P.A., "Detection of respiratory mechanical dysfunction by forced randon noise impedance parameters.", Am Rev Resp Dis 120, 1095-1099, 1979.

[20] PESLIN R., DUVIVIER C., GALLINA C., CERVANTES P., "Upper airway artefact in respiratory impedance measurements", Am Rev Respir Dis, 132, 712-714, 1985.

[21] WEST J.B., "Fisiopatolgia Pulmonar Moderna", 4a. Edição, São Paulo: Manole, 1996.

[22] MAUAD, T., "Airway remodeling in asthma", Anais do Congresso CHEST, pp. 44-47, 2003.

ANALISE DAS ALTERAÇÕES DA MECÂNICA RESPIRATÓRIA COM A PROGRESSÃO DA OBSTRUÇÃO DAS VIAS AÉREAS EM PACIENTES COM SILICOSE POR OSCILAÇÕES FORÇADAS

J. A. Mesquita Jr.[1,2] A. J. Lopes[3], J. M. Jansen[3] e P. L. Melo[1,2]

[1]Laboratório de Instrumentação Biomédica – LIB – Instituto de Biologia e Faculdade de Engenharia
[2]Laboratório de Pesquisas em Microcirculação – LPM – Instituto de Biologia
[3]Laboratório de Provas de Função Pulmonar – Disciplina de Pneumologia
Universidade do estado do Rio de Janeiro
e-mail: plopes@uerj.br

ABSTRACT: This study investigates the potential of the Forced Oscillation Technique (FOT) in the analysis of Silicosis. Using spirometry as a reference, Intercept (R0) and Mean (Rm) Resistences, the slope of the resistive curve (S), Mean Reatance (Xm) and Dynamic Compliance (Crs,dyn) were studied. Increases in R0, Rm, S and Xm, as well as reductions in Crs,dyn were observed with the increase of airway obstruction. These modificatios were in keeping with the mixed pattern usually observed in patients with Silicosis, confirming the high potential of the FOT in the evaluation of these patients.

***Palavras Chaves*: Oscilações Forçadas, Silicose, Mecânica respiratória, Instrumentação Biomédica.**

Introdução

As pneumoconioses descrevem um conjunto de doenças vinculadas à exposição às poeiras minerais no ambiente de trabalho [1]. Estão relacionadas a exposição contínua e prolongada de poeiras que se acumulam nos pulmões, provocando reação tecidual [2]. Estudos realizados na Noruega em trabalhadores de construções subterrâneas, por exemplo, demonstraram o elevado impacto da presença de grandes quantidades de pó e gases na obstrução das vias aéreas [3]. No Brasil o número estimado de trabalhadores potencialmente expostos a atividades de risco é superior a 6 milhões [4].

A silicose é uma doença de desenvolvimento lento, e pode progredir independentemente da exposição continuada [5]. É uma doença tipicamente ocupacional, crônica e incurável, que pode determinar incapacidade para o trabalho, invalidez, além de geralmente estar relacionada com o óbito do paciente. De acordo com dados reportados anteriormente na literatura, não existe um tratamento padronizado e a doença evolui com o decorrer dos anos [5]. A doença predispõe o organismo a uma série de co-morbidades pulmonares e extra-pulmonares, como a tuberculose, o enfisema, a limitação crônica ao fluxo aéreo, as doenças auto-imunes e o câncer do pulmão. A ligação com a tuberculose é mais freqüente, sendo considerada uma temível complicação, em virtude de implicar em uma rápida progressão da fibrose pulmonar [5], tendo também pequena associação com distúrbios renais [6]. Infelizmente, um grande número de casos é diagnosticado apenas anos após o trabalhador estar afastado da exposição, em virtude da mesma não apresentar sintomatologia precoce, evidenciando a necessidade de um estudo detalhado das alterações de mecânica respiratória nestes indivíduos.

O teste usualmente empregado na avaliação da função respiratória em indivíduos portadores de silicose é a espirometria. Esta técnica possui um papel importante nos estudos epidemiológicos para avaliação da evolução das alterações funcionais, na caracterização do dano pulmonar ventilatório e até como auxílio do diagnóstico precoce de pneumopatias ocupacionais [7]. Porém, com o avançar da doença a espirometria perde a capacidade de detectar a obstrução devido à compensação do fluxo pelo aumento da elasticidade. Outro fator importante, de acordo com a literatura, é que a detecção de alterações funcionais precoces na Silicose é tecnicamente muito difícil, pois a doença se inicia nas vias distais [2]. Estudos ingleses demonstraram que não existe grande alteração da capacidade respiratória nas pneumoconioses simples, e que a medida que ela se agrava ou complica, podem ocorrer alterações nas provas ventilatórias com predominância do padrão obstrutivo [2].

A Técnica de Oscilações Forçadas (FOT) apresenta dentre outras vantagens a cooperação passiva do paciente [8,9]. Esta característica confere grande potencial de utilização da FOT na avaliação de pacientes portadores de Silicose, pois, teoricamente, poderia minimizar o efeito da compensação do fluxo pelo aumento da elastância, citado anteriormente. No entanto, a pesar do elevado potencial da FOT nesta área, poucos trabalhos tem avaliado o potencial da FOT na avaliação de pacientes portadores de Silicose [10,11,12]. De uma maneira geral, a aplicação da FOT depende da exata identificação dos parâmetros mais adequados ao diagnóstico e acompanhamento de cada doença respiratória em particular. Neste sentido, nosso grupo vem conduzindo diversos estudos com o objetivo de viabilizar a utilização clínica da FOT, otimizando a metodologia e o sistema de medida em função das características específicas de cada uma das diversas doenças respiratórias.

Objetivo

Analisar a contribuição da FOT na avaliação de pacientes portadores de Silicose. Para este fim, foi efetuada uma análise das alterações de mecânica

respiratória presentes nestes pacientes, tendo como referência o nível de obstrução ao fluxo aéreo obtido pelo exame espirométrico.

Materiais e Métodos

O estudo foi realizado no Laboratório de Provas de Função Pulmonar do Serviço de Pneumologia do Hospital Universitário Pedro Ernesto (HUPE – Disciplina de Pneumologia), tendo sido anteriormente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa desta instituição. Todos os voluntários foram informados do estudo, assinando posteriormente um termo de consentimento. Nenhuma imposição foi feita aos participantes e os exames foram mantidos confidenciais. O protocolo seguiu os termos da Declaração de Helsinki [13]. Os procedimentos, assim como a instrumentação, utilizados na realização dos ensaios de espirometria e FOT são descritos em trabalhos complementares [14,15].

Indivíduos Analisados

Os voluntários foram divididos em cinco grupos, sendo o primeiro o Grupo Controle (n=10) e os demais grupos foram compostos por pacientes portadores de Silicose classificados de acordo com os laudos espirométricos, conforme a obstrução ao fluxo aéreo, em Normais à Espirometria (n=7), Obstrutivos Leves (n=10), Obstrutivos Moderados (n=8) e Obstrutivos Acentuados (n=5). Os integrantes do grupo controle não apresentavam história de doenças pulmonares e tabagismo. Os pacientes portadores de Silicose não apresentavam histórico de tabagismo. Os dados antropométricos de todos os grupos estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1 – Média ± desvio padrão das medidas antropométricas dos grupos estudados.

	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (cm)
Controle (n=10)	43,9±14.3	61,4±12,3	162,1±10,7
Normais (n=7)	48,8±10,1	67,74±17,1	162,0±10,8
Leve (n=10)	50,1±13,7	69,18±09,7	170,0±6,6
Moderada (n=8)	53,0±14,9	65,51±09,6	159,7±16,2
Acentuada (n=5)	44,0±7,5	62,88±08,9	165,8±9,4
ANOVA	ns	ns	ns

Interpretação dos resultados e análise estatística

A resistência ao intercepto (R0), a resistência média (Rm) e a inclinação da curva de valores resistivos (S), analisados na faixa de 4 a 16 Hz, foram os parâmetros utilizados para interpretar as alterações no comportamento resistivo [16]. A interpretação das alterações no comportamento elástico foi efetuada empregando a complacência dinâmica do sistema respiratório, estimada em 4 Hz [17] e a reatância média (Xm) na faixa de 4 a 32 Hz.

Os dados foram analisados por meio de testes ANOVA utilizando o programa ESTATISTICA versão 6.0, sendo considerados significativos na presença de $p<0,05$. Comparações entre grupos foram efetuadas utilizando a correção de Bonferoni [18] e, neste caso, considerados significativos quando $p<0,005$.

Resultados e Discussão

Os resultados dos estudos espirométricos são apresentados na Tabela 2. Conforme esperado, devido à utilização da espirometria como metodologia de referência, todos os parâmetros apresentaram significativa tendência de redução.

Tabela 2 – Resultados espirométricos dos grupos estudados.

	VEF_1 (%T)	VEF_1/CVF (%T)	FEF/CVF (%T)
Controle (n=10)	103,8±20,7	103,2±5,0	108,6±22,9
Normais (n=7)	95,4±17,1	99,6±4,3	87,7±21,7
Leve (n=10)	82,3±22,4	89,0±3,9	51,8±7,9
Moderada (n=8)	67,2±23,0	69,5±5,9	25,4±7,5
Acentuada (n=5)	33,4±13,4	51,9±18,9	23,4±7,8
ANOVA	p<0,0001	p<0,0005	p<0,0001

VEF_1 - Volume espiratório forçado no primeiro segundo.
CVF - Capacidade vital forçada.
FEF - Fluxo espiratório entre 25% e 75% da CVF.

A Figura 1(A) apresenta os resultados da resistência ao intercepto (R0) em todos os grupos estudados. A comparação dos valores de R0 mostrou um significativo aumento com a progressão da obstrução ao fluxo aéreo (ANOVA, $p<0,001$). Considerando as comparações entre as classes adjacentes, observamos alterações significativas apenas na comparação entre as classes de pacientes com obstrução moderada e acentuada. Cabe ressaltar o valor levemente maior de resistência do grupo normais à espirometria em relação ao grupo controle. Embora esta diferença não tenha sido estatisticamente significativa, este pequeno aumento pode estar relacionado às alterações funcionais associadas ao estágio inicial da doença. A ausência de sintomas, sinais e dados do exame físico, especialmente nas fases iniciais da doença, é citada em alguns trabalhos sobre o assunto [7,19]. Os resultados apresentados na Figura 1(A) são coerentes com estudos epidemiológicos conduzidos em trabalhadores propensos a desenvolver doenças ocupacionais [10,20] onde R0 foi sugerido como um parâmetro adequado para descrever a obstrução de vias aéreas nestes indivíduos.

O comportamento de Rm com a alteração da classificação espirométrica é descrito na Figura 1(B). Utilizando a técnica de pletismografia, Krause e Mahrlein [21] observaram uma elevação da resistência associada às vias respiratórias com a redução do VEF_1 em pacientes portadores de Silicose. Embora não tenha sido observada uma diferença estatisticamente significativa nas comparações entre as classes adjacentes ($p>0,005$) na análise de Rm, houve uma

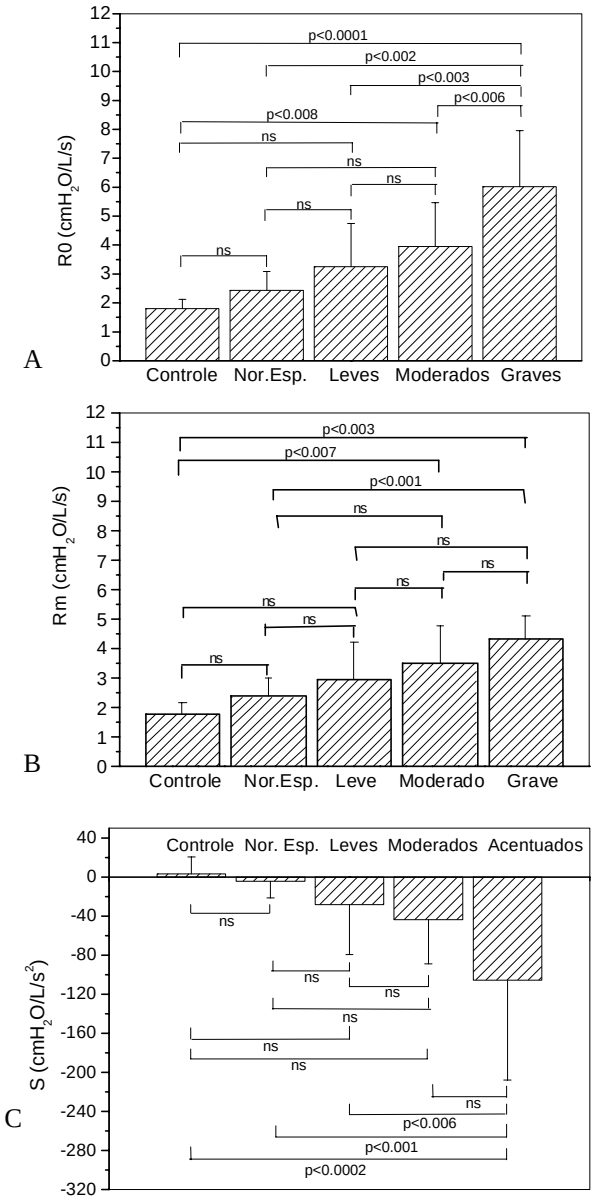


Figura 1: Variação de R0 (A), Rm (B) e S (C) com a evolução da obstrução ao fluxo aéreo na Silicose.

significativa elevação dos valores médios de acordo com a espirometria (ANOVA, p<0,003). Deste modo, estes resultados são coerentes com o trabalho citado [21]. Pham e colaboradores [10], estudando trabalhadores em minas de carvão com sinais iniciais de pneumoconiose, observaram uma elevação não significativa nos valores de Rm, resultados coerentes com os descritos nas fases iniciais de obstrução na Figura 1(B).

A inclinação da curva de resistência (S) apresenta uma tendência significativa (ANOVA, p<0,004) de elevação com a progressão da obstrução, embora não tenham sido encontradas diferenças estatísticas entre os grupos adjacentes (p>0,005). Deste modo podemos inferir que, na Silicose, ocorre um aumento da influência das vias aéreas superiores [21] e da não homogeneidade de acordo com a evolução da obstrução.

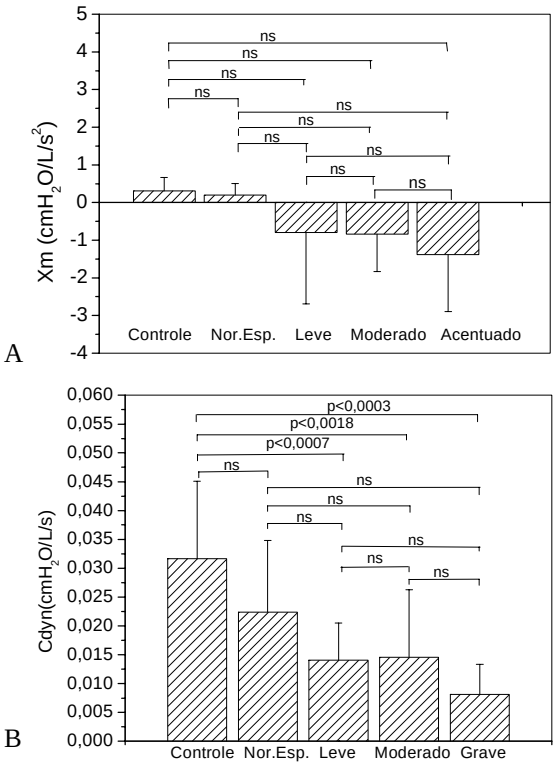


Figura 2: Comportamento de Xm (A) e da Crs,dyn (B) com a evolução da obstrução ao fluxo aéreo na Silicose.

Também podemos notar pequenas alterações do grupo considerado normal à espirometria em relação ao grupo controle. Em contraste com os resultados do presente trabalho, o estudo conduzido por Pham e colaboradores [10], discutido anteriormente, reportou inclinações mais positivas. Esta diferença se deve, possivelmente, ao fato de que o estudo citado utilizou um gerador de pressão que envolveu toda a cabeça do voluntário, visando reduzir o efeito das vias aéreas superiores, ao contrário do presente estudo no qual este efeito foi reduzido solicitando ao voluntário que suportasse com as mãos a parte inferior do queixo e as bochechas.

A Figura 2 apresenta os parâmetros reativos. A reatância média, descrita na Figura 2(A), apresentou-se progressivamente mais negativa de acordo com o aumento da obstrução (ANOVA, p<0,05). No entanto, não houve diferenças significativas entre as classes (p>0,005). A interpretação fisiológica para estes resultados está associada à presença de um sistema respiratório progressivamente menos homogêneo à medida que a obstrução brônquica se eleva. Na Silicose, esta redução de homogeneidade reflete a presença de reação fibrosa e nódulos silicóticos no pulmão [22].

Na Figura 2(B) podemos observar uma significativa redução dos valores médios da Crs,dyn de acordo com a evolução da obstrução. A redução da Crs,dyn com a redução dos parâmetros espirométricos foi também descrita por Pham e colaboradores [10]. Este comportamento reflete o padrão restritivo da doença. Usualmente, a patologia apresenta inicialmente padrão obstrutivo evoluindo para restritivo nos estágios mais avançados, podendo também apresentar o padrão misto [5]. A redução de Crs,dyn na Silicose tem origem na

fibrose progressiva usualmente apresentada por estes pacientes.

A comparação dos resultados do presente trabalho com os obtidos em grupos de indivíduos asmáticos [15] mostra valores mais elevados de R0 na asma. A inclinação da curva de valores resistivos também se mostrou mais acentuada em asmáticos. Por outro lado, a Crs,dyn se apresenta mais reduzida em indivíduos portadores de silicose. Estas diferenças estão associadas às características mistas da silicose, em contraste com o predomínio de obstrução presente na asma. Esta comparação sugere que os parâmetros obtidos pela FOT descrevem adequadamente as alterações funcionais presentes em pacientes portadores de Silicose.

Conclusão

A análise por meio da FOT em pacientes portadores de Silicose refletiu os aumentos de resistência e as reduções de homogeneidade do sistema respiratório usuais nestes pacientes. Também em concordância com a fisiopatologia da Silicose, reduções importantes na complacência dinâmica foram observadas. Estes resultados confirmam o elevado potencial da FOT em contribuir para a avaliação funcional destes pacientes.

Agradecimentos

Aos residentes e as técnicas do Lab. de Provas de Função Pulmonar, E. Limeira e L. Tamy, pelo auxílio na realização dos exames. Aos Srs. J.A.M. Júnior e J.G. Santos pelo auxílio na montagem da instrumentação e ao CNPq e a FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

[1] CASTRO, H. A., VICENTIN, G., e PEREIRA, C. X., Mortalidade por Pneumoconioses nas Macrorregiões do Brasil no Período de 1979-1988. J Pneumol 29(2), 2003.

[2] SOUZA FILHO, A.J., ALICE, S.H. e LUCA, V. Pneumoconise dos Trabalhadores das Minas de Carvão. Jornal de Pneumologia 7(2):57-66-1981.

[3] BENTE, U., BAKKE, B., STEWART, P. and EDUARD, W. Dust and Gas Exposure in Tunnel Constrution Work. AIHAJ (62);457-65, 2001.

[4] ALGRANTI E., "Epidemiologia das doenças ocupacionais respiratórias no Brasil", Epidemiol Doenças Respir, 3, 119-143, 2001.

[5] Fundacentro.gov.br, acessado em 03/05/2004.

[6] STEELAND, K., ROSENMAN, K., SOCIE, E. and VALIANTE, D. Silicosis and end-stage renal disease; Scand J. Work Environ Health, 28(6):439-42, 2002.

[7] BAGATIN, E., JARDIM, JR. B., NERY, L.E., CAPITANI, E.M., MARCHI, E., SABINO, M.O. e HENGLER, A. C. Ocorrência de Silicose Pulmonar na Região de Campinas – SP. J Pneumol 21(1), 1995.

[8] MELO P.L., WERNNECK M.M., GIANELLA-NETO A., "Avaliação da mecânica ventilatória por oscilações forçadas: fundamentos e aplicações clínicas", J Pneumol, 26(4) 194-206, 2000.

[9] NAVAJAS D., FARRÉ R. "Forced oscillation technique: from theory to clinical applications" Monaldi Arch Ched Dis, 56 (6), 555-562, 2001.

[10] PHAM Q.T., BOURGKARD E., CHAU N., WILLIM G., MEGHERBI S.E., TECULESCU D., BOHADANA A., BERTRAND J.P., "Forced oscillation technique (FOT): a new tool for epidemiology of occupational lung diseases?", Eur Respir J, 8:1307-1313, 1995.

[11] JORNA THJM, BORM PJA, LANAERTS L, SCHINS RPF, DERHAAG T, WOUTERS EFM, "Airway obstruction in retired coal workers is present at early stages of pneumoconiosis" Am Rev Respir Dis, 147(4), A902, 1993.

[12] MURPHY DM, METZGER LF, SILAGE A, HOLLMANN LM, "Frequency dependence resistance in simple coal workers´ pneumoconiosis", Am Rev Respir Dis, 123 (supl.), 143, 1981.

[13] DECLARAÇÃO DE HELSINKI da Associação Médica Mundial (2000), 52ª Assembléia Geral da Associação Médica Mundial, Edinburgo, Escócia.

[14] FARIA, A.C.D., COSTA A.A., LOPES A.J., JANSEN J.M., MELO P.L.: Influência da carga tabágica sobre as propriedades resistivas e a reativas do sistema respiratório", submetido ao III CLAEB.

[15] CAVALCANTI, J.V., LOPES A.J., JANSEN J.M., MELO P.L.: "Alterações nas propriedades resistivas e elásticas do sistema respiratório de indivíduos asmáticos adultos decorrentes da progressão da obstrução brônquica", submetido ao III CLAEB.

[16] CRUZ, N.K.S., MESQUITA JR., J.A., JANSEN, J.M., LOPES, A.J. e MELO, P.L. "Variações nos Índices Oscilométricos de Função Respiratória em Indivíduos Portadores de Obstrução Leve e Moderada decorrente de Silicose". XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Vol.: 3/5;61-66, 2002.

[17] VAN NOORD JA, CLEMENT J, CAUBERGHS M, MERTENS I, VAN DE WOESTIJNE KP, DEMEDTS M., "Total respiratory resistance and reactance in patients with diffuse interstitial lung disease", Eur Respir J. Oct; 2(9):846-52, 1989.

[18] FISHER L.D., BELLE G.V., "Bioestatistics: a methodology for the healthy sciences", John Willey & Sons, New York, 1993.

[19] ZISKIND, M., JONES,R.M., WEILL,H. "Silicosis". Am Rev Respir Dis,113:643-65, 1976.

[20] PAIRON J.C., IWATSUBO Y., HUBERTT C., LORINO H., NOUAIGUI H., GHARBI R., BROCHARD P. "Measurement of bronchial responsiveness by forced oscillation technique in occupational epidemiology". Eur Respir J. 7:484-9, 1994.

[21] KRAUSE M, MAHRLEIN W., "Bodyplethysmographic analysis in patients with silicosis", Z. Erkr. Atmung.., 145(3), 327-30, 1976.

[22] PESLIN, R., DUVIVIER, C., DIDELON, J. e GALLINA, C., "Respiratory impedance measured with head generator to minimize upper airway shunt" *J Appl Physiol*, 59(6): pp. 1790-1795 1985.

[22] WEST J.B., "fisiopatolgia pulmonar moderna", 4a. edição, São Paulo: Manole, 1996.

OSCILAÇÕES FORÇADAS NO ESTUDO DE PACIENTES PORTADORES DE DOENÇAS PULMONARES INTERSTICIAIS COM ALTERAÇÕES RESTRITIVAS E OBSTRUTIVAS

L. C. Souza [1], *A.J. Lopes*[3], *J. M. Jansen*[3] *e P. L. Melo*[1,2]

[1]Laboratório de Instrumentação Biomédica – LIB – Instituto de Biologia e Faculdade de Engenharia
[2]Laboratório de Pesquisas em Microcirculação – LPM – Instituto de Biologia
[3]Laboratório de Provas de Função Pulmonar – Disciplina de Pneumologia
Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ)
Tel. (0XX21) 2587-7773, FAX: (0XX21) 2587-7760

plopes@uerj.br

Abstract: The aim of this study was to investigate the potential of the Forced Oscillation Technique in the evaluation of patients with Interstitial Lung Diseases (ILDs). A comparative analysis between the alterations of respiratory mechanics obtained by FOT and the spirometric exam was accomplished. Eleven healthy subjects and 28 patients with ILDs, including patients without alterations on spirometrics, and with alterations on spirometrics compatible with restrictive and obstrutive dysfunction, were examined. In agreement with the pathophysiology, the dynamic compliance was the parameter that showed larger differences among the studied groups, although increases in respiratory resistance were also observed. These promising results indicate that FOT can be useful in the assistance of ILDs patients.

***Palavras Chave*: Doença pulmonar Intersticial, mecânica respiratória, Oscilações Forçadas, Instrumentação Biomédica.**

Introdução

As Doenças Pulmonares Intersticiais (DPIs) são constituídas por aproximadamente 150 doenças, que embora diversificadas, apresentam semelhanças dos sintomas, aspectos de exames de imagens torácica, alterações da fisiologia, função pulmonar e histológicos típicos [1]. A incidência na população é estimada ente 20 a 40 indivíduos por 100.000 pessoas, sendo responsáveis por cerca de 100.000 internações anualmente [2]. As DPIs apresentam alta taxa de mortalidade e sua taxa de sobrevida está estimada entre 3 a 5 anos, podendo aumentar para 7 anos nos casos bem sucedidos de transplante pulmonar e/ou Programa de Recondicionamento Pulmonar [3]. Discute-se atualmente que a agressão inicial associada às DPIs é a lesão da superfície epitelial, causando inflamações nos espaços aéreos e nas paredes alveolares, o que dá origem a uma fase aguda chamada de alveolite intraluminal e mural. Quando se torna crônica, a inflamação irá disseminar-se para locais como interstício e vasculatura, produzindo a fibrose intersticial, o que leva ao distúrbio significativo da troca gasosa e da função ventilatória (Distúrbio Ventilatório Restritivo – DVR, com redução gradual dos volumes pulmonares) [2].

A avaliação das DPIs envolve vários exames invasivos e não invasivos, dentre eles os exames de função pulmonar. Os exames funcionais como a espirometria, a determinação da força muscular inspiratória, a difusão de CO e a pletismografia, são usuais na atualidade, porém não apresentam correlações significativas com o aspecto diferencial dos grupos e a fase inicial das doenças [3].

Durante a realização de exames com a Técnica de Oscilações Forçadas (FOT) o paciente não necessita realizar manobras respiratórias forçadas, como na espirometria, e/ou permaneçer em ambiente claustrofóbico, como na pletismografia. Outra vantagem importante está relacionada ao fornecimento de novos parâmetros que permitem uma análise detalhada do sistema respiratório. No caso particular dos indivíduos com DPI, esta característica pode auxiliar no esclarecimento das anormalidades fisiopatológicas e possivelmente para predizer os eventos precoces dessas doenças. De uma maneira geral, a aplicação da FOT depende da exata identificação dos parâmetros mais adequados ao diagnóstico e acompanhamento de cada doença respiratória em particular. Neste sentido, nosso grupo vem conduzindo diversos estudos com o objetivo de viabilizar a utilização clínica da FOT, otimizando a metodologia e o sistema de medida em função das características específicas de cada uma das diversas doenças respiratórias.

Objetivos

Neste contexto, o presente estudo apresenta dois objetivos principais: 1) Investigar as alterações nas propriedades resistivas e reativas do sistema respiratório de indivíduos portadores de DPIs e 2) Avaliar a contribuição da FOT no diagnóstico e classificação dos

estágios das DPIs, tendo como referência os exames espirométricos.

Materiais e Métodos

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa do Hospital Universitário Pedro Ernesto, estando em conformidade com a declaração de Helsinki [4]. Nenhuma imposição foi exercida aos participantes e os resultados foram sempre mantidos confidenciais. Os pacientes que apresentaram história de tabagismo de longa data, doenças ocupacionais, e sarcoidose, foram excluídos. No total, foram avaliados cinco grupos distintos: (1) sem história de doenças respiratórias (grupo controle); (2) indivíduos portadores de DPIs, porém sem distúrbio restritivo ao laudo espirométrico (grupo normal ao exame - NE); (3) portadores de DPIs com distúrbio obstrutivo leve ao laudo espirométrico (DVOL); (4) pacientes portadores de DPIs com distúrbio obstrutivo de moderado a acentuado ao laudo espirométrico (DVO) e (5) portadores de DPIs com distúrbio restritivo ao laudo espirométrico (DVR). As características biométricas dos grupos estudados estão descritas na Tabela 1. Estas são similares entre os grupos, apresentando diferenças entre as médias estatísticamente não significativas ao teste ANOVA.

Tabela 1: Características dos indivíduos estudados (média ± desvio padrão).

	Altura (cm)	Idade (anos)	Peso (kg)
Controle (n=11)	156,7±9,1	57±12,0	65,9±16,0
Normal ao exame (n= 8)	168,4±6,9	50,5±7,2	75,8±14,3
DPIs com DVOL (n= 7)	165,7±10,6	61,3±12,1	70,1±24,7
DPIs com DVO (n= 4)	158,0±9,8	51,5±12,3	58,5±14,3
DPIs com DVR (n= 9)	161,5±8,5	57,8±9,1	70,0±14,9
ANOVA	ns	ns	ns

Os exames foram realizados no Laboratório de Provas de Função Pulmonar da Faculdade de Ciências Médicas da UERJ. Os laudos associados à gravidade da obstrução foram baseados nos parâmetros da espirometria, segundo a classificação proposta por Jansen [5]. Esta classificação baseia-se na premissa de que a relação $FEF_{25-75\%}$/CVF é influenciada principalmente pela obstrução de pequenas vias aéreas, sendo adequada para a classificação das fases iniciais da doença obstrutiva. A relação VEF_1/CVF apresenta maior influência das grandes vias respiratórias, sendo mais adequada a classificação das fases mais avançadas da doença. Os procedimentos, assim como a instrumentação, utilizados na realização nestes ensaios são descritos em trabalhos complementares [6,7].

Os resultados são apresentados como média +/- DP. A análise estatística foi efetuada por meio do programa ORIGIN 6.0, utilizando ANOVA na avaliação da tendência apresentada pelas médias dos grupos controle, normal ao exame, obstrutivo leve e obstrutivo. Comparações entre os grupos de pacientes obstrutivos e restritivos, assim como entre os restritivos e o grupo controle foram efetuadas utilizando testes t não pareados, sendo considerados significativos quando $p<0,05$.

Resultados e Discussão

A Figura 1 mostra os resultados dos testes espirométricos em indivíduos normais e portadores de PID´s. Considerando as classes Controle, NE, DVOL e DVO, foram observadas tendências significativas de redução em todos os parâmetros espirométricos (ANOVA, $p<0,0003$).

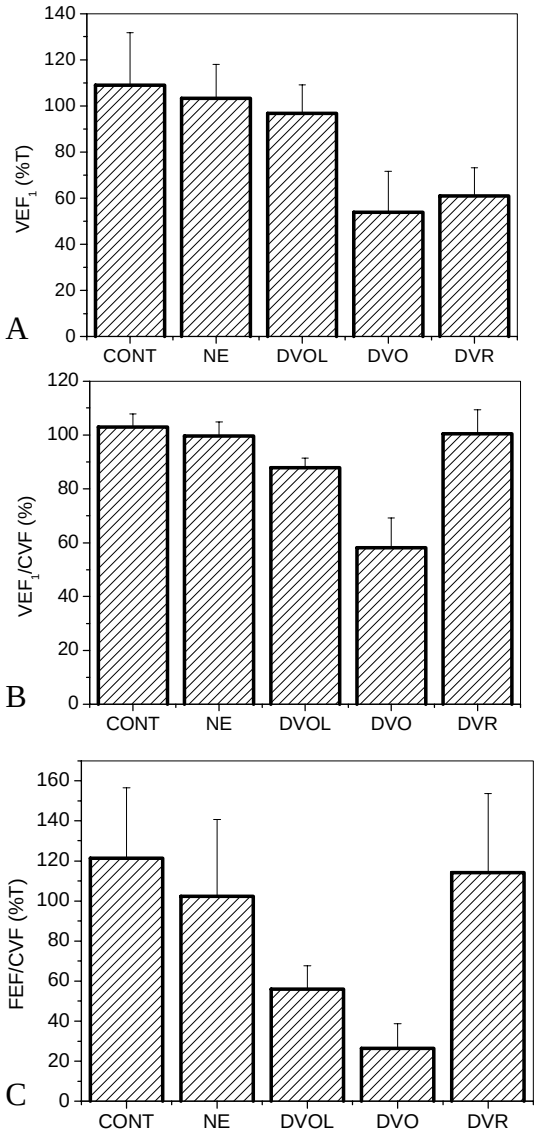


Figura 1: Comportamento de VEF_1 (%T) (A), VEF_1/CVF (B) e FEF/CVF(%T) (C) em normais e pacientes portadores de DPIs.

Comparando os grupos DVO e DVR, não foram observadas diferenças significativas em VEF_1 (P>0,05), enquanto a comparação de VEF_1/CVF e FEF/CVF resultou em valores significativamente mais elevados no grupo DVR. A Figura 2 apresenta os resultados obtidos por meio da FOT.

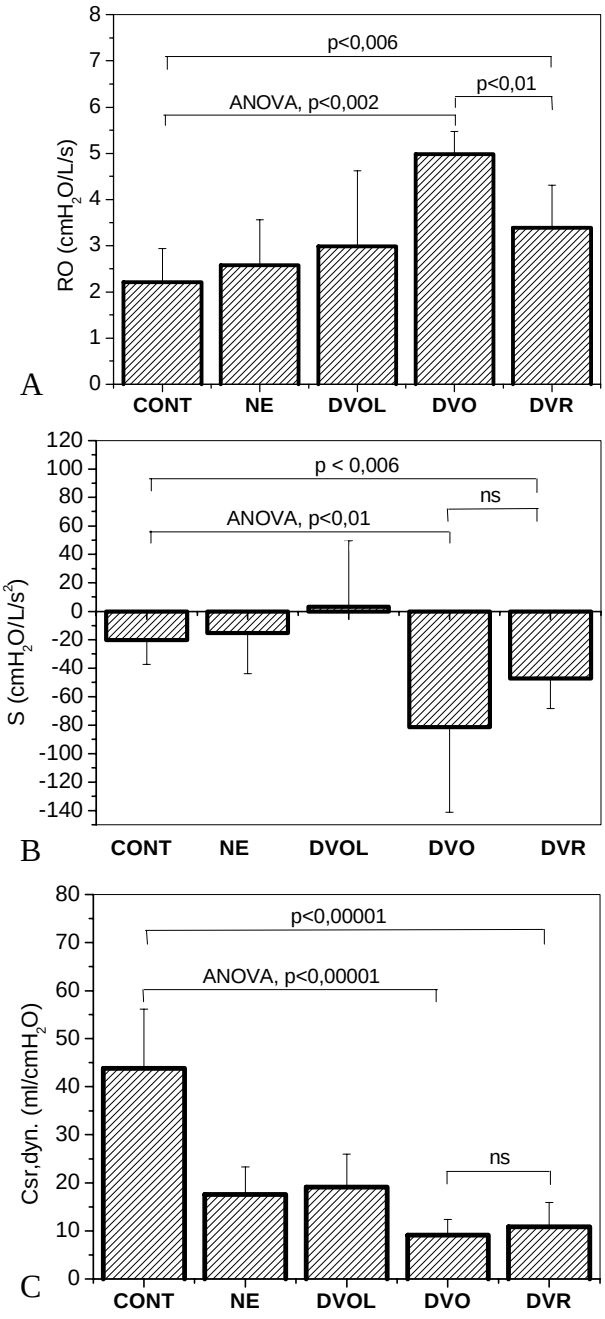


Figura 2: Comportamento de Ro (A), s(B) e Crs,dyn (C) no grupo controle e nos pacientes com DPIs classificados segundo a espirometria.

Na Figura 2(A) observamos uma significativa tendência de elevação de Ro, considerando os pacientes com classificação obstrutiva. Em concordância com os resultados do presente trabalho, van Noord e colaboradores observaram pequenas, porém significativas, elevações de resistência média avaliada por meio de FOT, em pacientes portadores de doenças pulmonares intersticiais difusas [8]. Os autores citados sugerem que a resistência do tecido pulmonar é alterada na presença de doenças pulmonares intersticiais. Fisher e colaboradores [9] estudando a resistência total do sistema respiratório na freqüência de ressonância em pacientes com fibrose idiopática obtiveram valores entre 2,2 e 3,5 $cmH_2O/L/s$. Estes valores são coerentes com os de Ro nas classes controle, NE e DVOL descritas na Figura (2A). Van Noord e colaboradores simularam a presença de condições restritivas no abdome e na parede torácica [10], resultando na obtenção de valores significativamente mais elevados de resistência nas duas condições.

Rossman [11] ressalta que nas DPIs as pequenas vias aéreas se constituem em importante local de inflamação. Como conseqüência, são formados *plugs* de muco, assim como exsudado inflamatório, ambos fatores que obstruem as vias aéreas. Estas alterações podem, ao menos em parte, explicar os resultados descritos na Figura 2(A).

O grupo de pacientes com DVR apresentou Ro significativamente mais elevado que o grupo controle, porém, significativamente menor que a exibida pelo grupo de pacientes com DVO, sendo semelhante a Ro média presente no grupo DVOL. Estes resultados sugerem a presença de importantes componentes obstrutivos em pacientes classificados como restritivos ao exame espirométrico.

A Figura 2(B) descreve o comportamento de S nas diferentes classes estudadas. Este parâmetro está associado à homogeneidade do sistema respiratório, assim como ao efeito das vias aéreas superiores. Entre os grupos controle, normal ao exame e DVO leve, foram observados valores similares, sem alterações significativas (p>0,05). O teste ANOVA incluindo o grupo controle e as classes de característica obstrutiva mostrou uma tendência significativa (p<0,01) de aumento de inclinação na curva de valores resistivos, o que sugere a introdução de de importantes reduções na homogeneidade do sistema respiratório ao longo do processo de evolução da obstrução nas DPIs. A presença de valores mais elevados de S no grupo DVO pode ser explicada pelas alterações nas vias aéreas inferiores descritas anteriormente. Outra possível causa refere-se à presença de inflamação e fibrose nos alvéolos e nas paredes alveolares [12], produzindo alterações locais de elasticidade e, consequentemente, desequilíbrios nas constantes de tempo do sistema respiratório. Os resultados descritos na Figura 2(B) são coerentes com os reportados por van Noord e colaboradores [8] em doenças pulmonares intersticiais difusas, discutido anteriormente, onde inclinações mais negativas foram observadas em pacientes com maiores comprometimentos ao exame espirométrico.

O grupo de pacientes portadores de DVR apresentou S significativamente mais elevada que o grupo controle e menor, embora sem significância estatística, que a do grupo com DVO. Estas diferenças

podem ser explicadas com base na diferença entre os efeitos mecânicos resultantes dos dois quadros.

Considerando as classes controle, NE, DVOL e DVO, observamos uma significativa tendência de redução na Crs,dyn (Figura 2C). Lando e O´Brien [12] atribuem a queda na complacência pulmonar, freqüentemente observada nas DPIs, a presença de inflamação e fibrose nas paredes alveolares. O padrão restritivo é a anormalidade predominante encontrada nas DPIs [12]. Deste modo, os resultados descritos na Figura (2C) nos grupos controle, NE, DVOL e DVO encontram-se em estreita concordância com a fisiopatologia envolvida no processo.

Também em concordância com a fisiopatologia das DPIs, o grupo de pacientes com DVR apresentou média de Crs,dyn significativamente mais reduzida que a média dos indivíduos do grupo controle. A comparação com o grupo DVO, por outro lado, revelou diferenças não significativas, o que sugere a presença de comportamento restritivo nos dois grupos. A análise da Figura (2A) mostra que o grupo DVO apresenta Ro mais elevada que o grupo DVR. Deste modo, a obstrução pode, neste grupo de pacientes ao contrário do DVR, ser a alteração predominante.

Em relação a Csr,dyn, por fim, cabe ressaltar a presença de uma discriminação significativa ($p<0,001$) entre os grupos controle e normal ao exame, resultado que confirma o elevado potencial da FOT em identificar de maneira precoce as alterações funcionais em pacientes portadores de DPIs.

Conclusão

Os resultados do presente trabalho são coerentes com os obtidos anteriormente em um número menor de pacientes [13] e indicam que a fisiopatologia das doenças pulmonares intersticiais são adequadamente descritas pelos parâmetros obtidos pela FOT. Considerando as características não invasivas da técnica, podemos projetar uma significativa contribuição da FOT a assistência oferecida a estes pacientes.

Agradecimentos

Aos residentes e às técnicas do Laboratório de Provas de Função Pulmonar, Edinete Limeira e Luzia Tamy, pelo auxílio na realização dos exames. Aos Srs. Jayme A. M. Júnior e Josiel G. Santos pelo auxílio na montagem da instrumentação e ao CNPq e a FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

[1] HARRISON. “Medicina Interna”, 14.ed. Rio de Janeiro: MC Graw Hill Companies, 1998.

[2] GOLDMAN, L e BENETT, C., “Tratado de medicina interna”, 21.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

[3] COSTABEL, U e KING, T., “International consensus statement on idiopathic pulmonary fibrosis”, European Respiratory Journal; 17:163-167, 2001.

[4] DECLARAÇÃO DE HELSINKI da Associação Médica Mundial, 52ª Assembléia Geral da Associação Médica Mundial, Edinburgo, Escócia, 2000.

[5] JANSEN, J.M., “Classificação da Síndrome Obstrutiva Brônquica – Uma proposta estatística”, [Tese]. Rio de Janeiro, RJ: UFF, 1994.

[6] FARIA, A.C.D., COSTA A.A., LOPES A.J., JANSEN J.M. e MELO P.L., “Influência da carga tabágica sobre as propriedades resistivas e a reativas do sistema respiratório“, submetido ao III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica.

[7] CAVALCANTI, J.V., LOPES A.J., JANSEN J.M. e MELO P.L., “Alterações nas propriedades resistivas e elásticas do sistema respiratório de indivíduos asmáticos adultos decorrentes da progressão da obstrução brônquica“,submetido ao III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica.

[8] VAN NOORD JA, CLEMENT J, CAUBERGHS M, MERTENS I, VAN DE WOESTIJNE KP, DEMEDTS M., “Total respiratory resistance and reactance in patients with diffuse interstitial lung disease”, Eur Respir J. 2(9):846-52, 1989.

[9] FISHER, A. B., DUBOIS A.B., HYDE R.W., “Evaluation of the Forced Oscillation Technique for the Determination of Resistance to Breathing”, J Clin Invest, 47, 2045-2057, 1968.

[10] VAN NOORD JA, DEMEDTS M., CLÉMENT J., CAUBERGHS M., VAN DE WOESTIJNE KP, “Effect of rib cage and abdominal restriction on total respiratory resistance and reactance”, J. Appl. Physiol., 61(5), 1736-1740, 1986.

[11] ROSSMAN M.D.”Lung immunology and interstitial lung diseases”, in Pulmnonary Pathophysiology, Grippi, M.A., Lippincott Williams & Wilkins, 1995.

[12] LANDO Y., O´BRIEN G.,”Interstitial lung diseases”, in Pulmonary Pathophysiology, Criner, G.J. e D´Alonzo, G.E., Editores, Fence Creek, Connecticut, 1999.

[13] SOUZA, LC; Melo, PL; Jansen JM . Respiratory Mechanics in Interstitial Lung Disease Patients with and without Functinal Alterations in Spirometry by Forced Oscilation. CHEST; Vol. 124 / Number 4 (Suppl/October): 192S, 2003.

EFEITO DO ENVELHECIMENTO SOBRE AS PROPRIEDADES RESISTIVAS E REATIVAS DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

C. V. V. Tramont[1,3], A. M. G. T. Di Mango[1], A. J. Lopes[4], J. M. Jansen[4] e P. L. Melo[1,2]

[1]Laboratório de Instrumentação Biomédica - LIB - Instituto de Biologia e Faculdade de Engenharia
[2]Laboratório de Pesquisas em Microcirculação – LPM - Instituto de Biologia
[3]Universidade Aberta da Terceira Idade - UnATI
[4]Laboratório de Provas de Função Pulmonar/Disciplina de Pneumologia
Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ), Tel. (0XX21) 2587-7773
plopes@uerj.br

Abstract: Respiratory symptoms in elderly individuals may be confounded with physiological modifications, introducing errors in the diagnostic process. This works aims to investigate the modifications in the resistive and reactive properties of the respiratory system with increasing age by the Forced Oscillation Technique. Eighty healthy subjects from 19 to 81 years were studied, revealing no modifications of total respiratory resistance with age. Respiratory system non-homogeneity and dynamic compliance, however, presented marked modifications which are consistent with that observed in senile emphysema. We conclude that these modifications could contribute to the above mentioned errors and are important factors to be considered in evaluating elderly subjects.

***Palavras Chaves*: Técnica de Oscilações Forçadas, Envelhecimento, Fisiologia.**

Introdução

A expectativa de vida aproximadamente dobrou desde o começo do século 20. A população acima dos 65 anos, idade a partir da qual o indivíduo é considerado idoso, é a que cresce a uma taxa mais elevada. Atualmente os indivíduos idosos constituem aproximadamente 14% do total da população mundial e estima-se que no meio deste século constituirá em torno de 20% deste total [1]. Segundo Murray e Lopez [2], o envelhecimento da população mundial será um dos fatores determinantes das tendências na área de saúde pública nos próximos 25 anos. A expectativa de vida ao nascer para as mulheres tende a aumentar em todas as regiões do planeta e, segundo as projeções dos autores citados, esta expectativa se encontrará próxima dos noventa anos em países desenvolvidos e dos 78 anos para países da América Latina em 2020. Embora também apresente uma tendência de aumento na expectativa de vida, para os homens as projeções não são tão otimistas principalmente devido a maior impacto do fumo. Segundo a Organização Mundial de Saúde [3], em 2025, cerca de 76,5% dos idosos do planeta estarão vivendo em países do terceiro mundo, sem condições adequadas para o seu sustento e para o tratamento de doenças graves e crônicas. Estima-se que no Brasil a população de idosos crescerá de aproximadamente 8%, um total em torno de 12 milhões de pessoas, em 1998 para 15% em 2023, representando mais de 32 milhões de idosos. Nesta época a população brasileira será a 6ª mais velha do mundo [4].

Crausman [5] ressalta que a doença pulmonar é uma causa comum de morbidade e de mortalidade na idade avançada. O autor citado aponta que a prevalência da asma provavelmente aumenta com a idade. Infelizmente, muitos pacientes idosos não são diagnosticados com os sintomas pulmonares sendo erroneamente atribuídos ao envelhecimento. Ainda segundo este autor, idosos freqüentemente demonstram sintomas mais sutis, menos específicos e alta prevalência de co-morbidades. Este fato explica a tendência dos profissionais de saúde de atribuir muitos sintomas menos específicos respiratórios ao simples envelhecimento, o que leva a não-percepção do problema. Allen [6] ressalta que esta falha no diagnóstico acarreta efeitos inevitáveis na morbidade e, possivelmente, na mortalidade, em casos de asma e DPOC.

A Técnica de Oscilações Forçadas (FOT) apresenta como principais vantagens a obtenção de uma análise detalhada do sistema respiratório e exige apenas cooperação passiva do paciente, tornando-se indicada na ausência de condições para a realização adequada do exame espirométrico. Em aplicações clínicas, uma importante contribuição pode ser visualizada na avaliação de respostas à terapia e otimização do tratamento das doenças respiratórias em indivíduos idosos [7,8]. Neste sentido, em recente editorial, Allen [6] ressaltou o elevado potencial da FOT como uma alternativa para os idosos que não forem capazes de realizar o exame espirométrico.

Neste contexto, o objetivo do presente trabalho foi analisar os efeitos do envelhecimento na mecânica ventilatória, mais especificamente nas propriedades resistivas e reativas do sistema respiratório.

Metodologia

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa do Hospital Universitário Pedro Ernesto. Todos os voluntários receberam um formulário de consentimento livre e esclarecido, sendo que os testes foram realizados após sua assinatura. Foram analisados 80 voluntários que não apresentavam história de doença

pulmonar ou tabagismo e com resultados de espirometria dentro da normalidade. Os procedimentos, assim como a instrumentação, utilizados na realização dos ensaios de espirometria e FOT são descritos em um trabalho complementar [9].

O comportamento das propriedades resistivas do sistema respiratório foi descrito por meio da resistência ao intercepto (Ro) e da inclinação da curva referente aos valores de resistência (S) [10]. A complacência dinâmica (Crs,dyn) [11] e a reatância média (Xm) [12] foram empregadas na descrição das propriedades reativas. Diagramas de dispersão e correlações lineares foram utilizados para relacionar os parâmetros citados com a idade, sendo que as correlações com $p<0,05$ foram consideradas significativas.

Resultados e discussão

As alterações resistivas observadas no grupo estudado são apresentadas na Figura 1. Observamos que R0 (Figura 1A) apresenta-se praticamente constante com o envelhecimento. A reta ajustada por regressão linear não alcançou significância estatística ($p>0,35$). Estes resultados são coerentes com as observações de Jansens e colaboradores [13] de que estudos utilizando a pletismografia indicam que o envelhecimento não introduz alterações significativas na resistência de vias aéreas. São também consistentes com a proposição de Pierce e Ebert [14] de que, em idosos, a resistência das vias aéreas é semelhante à dos jovens. A análise da resistência das vias aéreas no estudo conduzido por Begin et al [15] em idosos, evidenciou valores no limite superior da faixa de normalidade. De acordo com o estudo de Coe et al [16], há uma leve tendência (sem significância estatística) de aumento de resistência na freqüência de 6Hz em idosos com relação a adultos jovens. Analisando 265 idosos com média de idade de 80.2 ± 6.8 anos, recentemente Filippi et al [17] observaram que os parâmetros espirométricos e a resistência das vias aéreas podiam ser considerados normais. O comportamento descrito na Figura 1, no entanto, contrasta com os resultados obtidos por Cohn e Donoso utilizando a pletismografia [18] onde foram observadas resistências de vias aéreas mais elevadas em idosos. Utilizando a FOT, Làndsér et al. [19] estudaram indivíduos sem queixas de problemas respiratórios e com exame clínico normal com idade entre 15 e 57 anos. Em concordância com o presente trabalho, os autores observaram uma influência muito pequena da idade na resistência total do sistema respiratório.

A Figura 1B apresenta o comportamento de S com a idade. Neste caso, o ajuste a partir da regressão linear mostrou se estatisticamente significativo ($p<0,0001$), sendo que em torno de 40% da variação de S pode ser explicada pelas alterações na idade do indivíduo ($R^2=0,4$). Observando o declínio importante em função da idade e considerando que este parâmetro esta relacionado à não-homogeneidade do sistema respiratório, a análise desta figura sugere que em idades mais avançadas o sistema respiratório tende a ser menos homogêneo.

Este resultado é coerente com as alterações fisiológicas pertinentes ao envelhecimento decorrentes de um processo conhecido como “enfisema senil” [13]. Com a idade, os alvéolos se tornam mais amplos e rasos e, após os 50 anos, a proporção de fibras elásticas na região do bronquíolo respiratório e dos alvéolos degenera e parece rompida e espiralada. Estas alterações são mais notórias em torno dos dutos alveolares, sendo usualmente seguida por alargamento dos espaços aéreos. Janssens [13] propõe que este alargamento é notavelmente homogêneo, ao contrário da distribuição irregular do alargamento dos espaços aéreos do enfisema. Cohn e Donoso [18], por outro lado, sugerem que as alterações na matriz elástica pulmonar que ocorrem com o envelhecimento são distribuídas desigualmente, provavelmente de maneira aleatória, ao longo dos pulmões. Burgeois e Zadai [20] ressaltam que as alterações induzidas pelo envelhecimento no suporte oferecido pelas fibras elásticas às vias respiratórias diminuem o raio destas vias, introduzindo elevações locais na resistência. Os fatos citados podem explicar, ao menos em parte, o aumento da não-homogeneidade descrito na Figura 1(B). De acordo com Zaugg e Lucchinetti [21], a perda de recuo elástico resulta no estreitamento das pequenas vias aéreas (diâmetro inferior a 1 mm), aumentando o volume de fechamento. A tendência ao colapso destas vias seria, segundo Janssens [13], uma conseqüência da redução dos tecidos de suporte em torno das vias aéreas. Este processo poderia ser outro componente importante na redução da homogeneidade do sistema respiratório em idosos. Cabe ressaltar que as alterações nas vias aéreas periféricas não são refletidas na Raw visto a pequena contribuição oferecida a esta última [13]. Isto pode explicar porque o provável aumento de resistência nas vias aéreas periféricas não introduziu elevações importantes em Ro, conforme foi observado na Figura 1(A). Begin et al [15] observaram que o envelhecimento é associado a um aumento progressivo do comportamento assincrônico do sistema respiratório sob condições dinâmicas, fato que pode contribuir para explicar o aumento da não–uniformidade na distribuição das constantes de tempo com o envelhecimento observado na Figura 1B.

A reatância média (Xm) apresenta uma clara tendência a se tornar mais negativa com a idade (Figura 2A), o que se reflete em uma regressão linear estatisticamente significativa ($p<0,0001$). Neste caso, aproximadamente 27% da variação de S se encontra relacionada ao envelhecimento. A literatura usualmente associa a presença de valores mais negativos de Xm a reduções na homogeneidade [12]. Deste modo, a análise do comportamento reativo do sistema respiratório, descrito na Figura 2A, fornece suporte adicional à hipótese de elevação das não-homogeneidades com a idade anteriormente proposta com base na análise das alterações resistivas, mais especificamente em S. Conforme ressaltado anteriormente, as alterações funcionais decorrentes do envelhecimento são similares às observadas em pacientes portadores de enfisema [13,22].

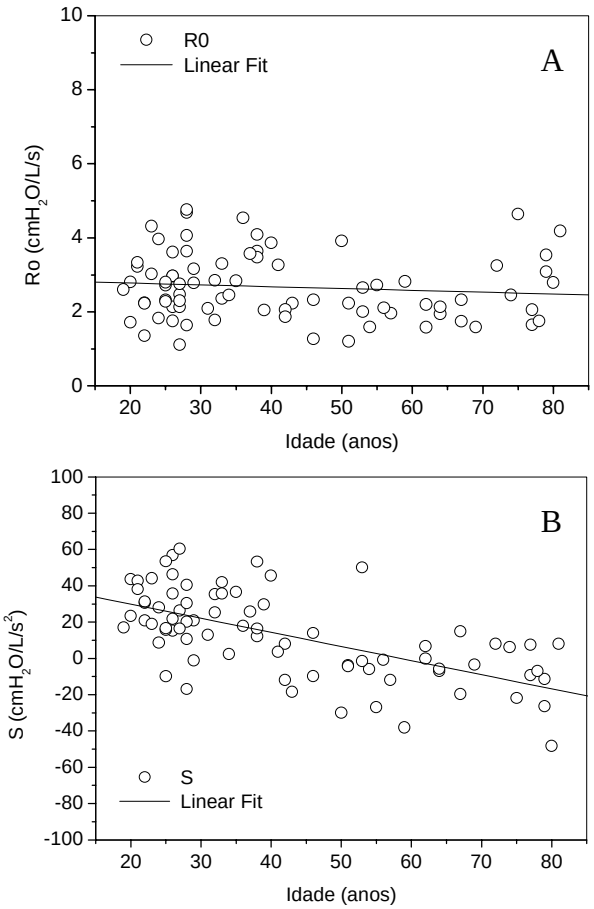


Figura 1: Resistência ao intercepto - Ro (A) e inclinação da curva de resistência - S (B) com o avançar da idade.

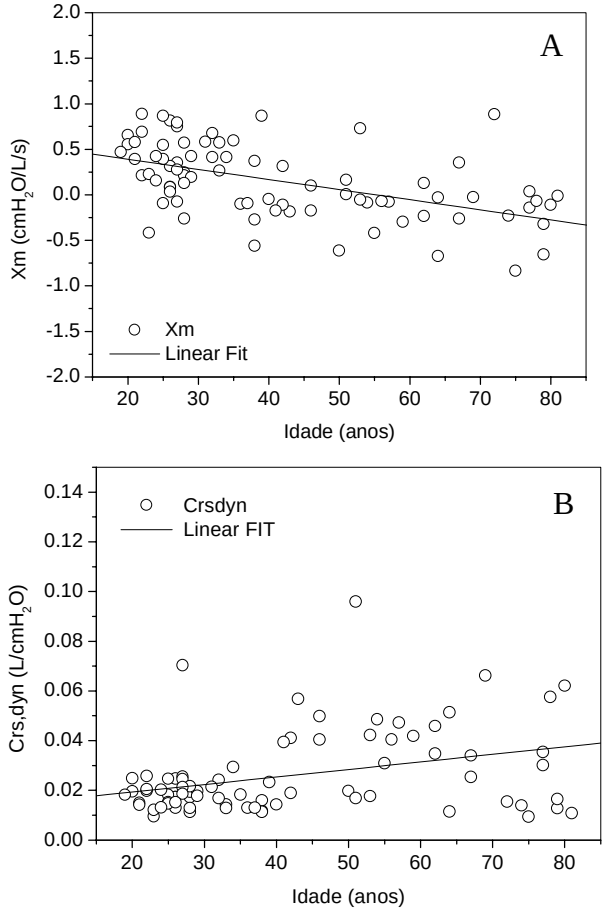


Figura 2: Reatância média – Xm (A) e complacência dinâmica - Crs,dyn (B) com o avançar da idade.

Indivíduos portadores de enfisema ainda em estágio inicial foram analisados por Govaerts et al. [23], sendo observados valores normais de resistência e reatância. Estudos em indivíduos portadores de enfisema em estágio mais avançado foram conduzidos por Van Noord et al., [11], resultando em valores mais elevados de resistência e mais negativos de reatância. Embora não tenham sido observadas elevações da resistência com o envelhecimento (Figura 1A), as reduções na Xm com a idade, descritas na Figura 2A, são consistentes com a evolução do enfisema, conforme descrito pelos trabalhos citados, fornecendo suporte adicional à proposição de semelhança entre as modificações mecânicas introduzidas pelo envelhecimento e pelo enfisema [13,22].

Os resultados da complacência dinâmica do sistema respiratório (Figura 2B) demonstram uma tendência de elevação com o envelhecimento. De maneira geral, a regressão linear se mostrou estatisticamente significativa ($p<0,002$). No entanto, apenas aproximadamente 12% da variação de Crs,dyn pode ser explicada pelas alterações na idade do indivíduo ($R^2=0,12$). Uma análise mais detalhada da Figura 2(B) mostra a presença de comportamentos distintos considerando indivíduos com idade até 40 anos e indivíduos acima deste limite.

Uma primeira análise visual mostra complacências mais reduzidas e menor dispersão no primeiro grupo citado. Mais precisamente, a análise destes grupos em separado mostra uma Crs,dyn média em indivíduos com idade menor ou igual a 40 anos de 0,019±0,009 L/cmH_2O (n=47), enquanto o grupo com idade superior ao limite citado apresenta uma Crs,dyn média de 0,036±0,020 L/cmH_2O (n=33). Estes resultados encontram-se em concordância com os obtidos por Begin et al [15], que ressaltaram a diminuição da elasticidade pulmonar com a idade. Analisando a complacência dinâmica durante ventilação espontânea, Cohn e Donoso [18] obtiveram valores significativamente mais elevados de complacência dinâmica, avaliada utilizando a pressão esofagiana, em idosos quando comparados com indivíduos jovens. Estes resultados estão em estreita concordância com os apresentados na Figura 2B.

Janssens [13] sugere que, apesar das alterações relacionadas ao envelhecimento serem histologicamente diferentes das que ocorrem no enfisema, devido à não ocorrência de destruição das paredes alveolares, elas resultam em alterações semelhantes na complacência. Estas alterações, segundo os autores, estão relacionadas à redução da pressão de recolhimento elástico pulmonar e são coerentes com o aumento da Crs,dyn observado na Figura 2B. Chan e Welsh [22] ressaltam que com o envelhecimento ocorrem modificações morfológicas

devido a reduções na proporção de tecido elástico e aumento na proporção de colágeno do tipo III. Estas alterações, juntamente com a reorientação das fibras elásticas, provavelmente são responsáveis pelo aumento da complacência pulmonar e, conseqüentemente, na Crs,dyn.

As alterações que ocorrem em Crs,dyn, no entanto, são reconhecidamente complexas, não se limitando às modificações pulmonares citadas. A complacência da parede torácica diminui com o envelhecimento devido à calcificação das cartilagens intercostais, cifose e alterações articulares [13,22] se apresentando como um fator que, teoricamente, reduziria a Crs,dyn. Assim, a preponderância dos fatores associados ao pulmão ou à parede torácica irá determinar o aumento ou a diminuição da Crs,dyn com o envelhecimento em um determinado indivíduo. O aumento da influência destes complexos mecanismos ao longo do envelhecimento encontra se provavelmente na origem, não apenas da elevação do valor médio da Crs,dyn, mas também da maior dispersão observada nos dados referentes ao grupo acima de 40 anos descrito na Figura 2B.

Em conclusão, a resistência total do sistema respiratório não se altera significativamente com o envelhecimento. Por outro lado, são observadas importantes reduções na homogeneidade do sistema respiratório, assim como elevações importantes na complacência dinâmica do sistema respiratório.

Agradecimentos

Aos residentes e às técnicas do Lab. de Provas de Função Pulmonar, Edinete Limeira e Luzia Tamye e aos senhores J. A. M. Júnior, J. G. Santos e A.C.D. Faria pelo auxílio técnico. Este trabalho foi financiado pelo CNPq e pela FAPERJ.

Referências

[1] OSKVIG, R.M., "Special problems in the elderly". CHEST, 115:158S-164S, 1999.

[2] MURRAY, C.J.L. e LOPEZ, A.D., (1997). "Alternative projections of mortality and disability by cause 1990-2020: global burden of disease study". The Lancet, vol. 349: pp. 1489-1504.

[3] Organização Mundial de Saúde: www.who.org (OMS), acessado em 22/04/2004.

[4] Ministério da Saúde: http://www.min-saude.pt/, acessado em 22/04/2004.

[5] CRAUSMAN, RS: "Problemas respiratórios no idoso" in Assistência ao Idoso: Aspectos Clínicos do Envelhecimento, Gallo et al., 1999. Quinta edição.

[6] ALLEN SC: "EDITORIAL - Spirometry in Old Age" Age and Ageing 2003; 32: 4 - 5.

[7] CARVALHÃES–NETO N, LORINO H, GALLINARI C, ESCOLANO S, MALLET A, ZERAH F, HARF A, MACQUIN–MAVIER I: "Cognitive Function and Assessment Of Lung Function In The Elderly" Am J Respir Crit Care Med 1995; 152: 1611 – 1615.

[8] JANSSENS JP, NGUYEN MC, HERMANN FR, MICHEL JP: "Diagnostic Value of Respiratory Impedance Measurements in Elderly Subjects" Respir Med 2001; 95: 415-422

[9] FARIA, A.C.D., COSTA A.A., LOPES A.J., JANSEN J.M., MELO P.L.: "Influência da carga tabágica sobre as propriedades resistivas e a reativas do sistema respiratório", submetido ao III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica.

[10] MACLEOD D, BIRCH M, "Respiratory input impedance measurement: forced oscillation methods", Med & Biol Eng & Comput 2001; 39: 505-516.

[11]VAN NOORD JA, CLÉMENT J, WOESTIJNE KP, DEMEDTS M, "Total respiratory resistance and reactance in patients with asthma, chronic bronchitis and emphysema", Am Rev Respir Dis 1991; 143: 922-927.

[12] YING Y., PESLIN R., DUVIVIER, C., GALLINA, C., FELICIO DA SILVA, J., "Respiratory input and transfer mechanical impedances in patients with chronic obstructive pulmonary disease". Eur Resp J, 3, 1186-1192, 1990.

[13] JANSENS J.P., PACHE J.C., NICOD,L.P., "Physiological changes in respiratory function associated with ageing". Eur Resp J, 13,197-205, 1999.

[14] PIERCE JÁ, EBERT RV: "The elastic properties of the lungs in the aged" J Lab Clin Med 51: 63 – 71, 1958.

[15] BEGIN R, RENZETTI (JR.) AD, BIGLER AH, WATANABE S: "Flow and Age Dependence of Airway closure and Dynamic Compliance" J Appl Physiol 1975; 38 (2): 199 – 207.

[16] COE CI, WATSON A, PRIDE WB: "Effects of smocking in respiratory resistance with increasing age" Clinical Science 76: 487 – 494, 1989.

[17] De FILIPPI F, TANA F, VANZATI S, BALZARINI B: "Study of respiratory function in the elderly with different nutritional and functional ability assessed by Plethysmgraphic and Spirometric parameters" Arch Gerontol Geriatr 37: 33 – 43, 2003.

[18] COHN J.E. e DONOSO, H.D.: "Mechanical properties of lung in normal men over 60 years old" J Clin Invest 1963; 42(9): 1406 – 1410.

[19] LANDSER FJ, CLEMENT J, VAN DE WOESTIJNE KP., Normal values of total respiratory resistance and reactance determined by forced oscillations: influence of smoking", CHEST. 1982 May;81(5):586-91.

[20] BURGEOIS M.C. e ZADAI C.C., "Impaired ventilation and respiration in the older adult" *in* Guccione A.A. (Ed): *Geriatric Physical Therapy*, Mosby, Londres.

[21] ZAUGG M, LUCCHINETTI E: "Respiratory Function in the Elderly" Anestheriology Clinics of North America 2000; 18(1): 47 – 57.

[22] CHAN E.D., WELSH CH: "Geriatric Respiratory Medicine" Chest 1998: 114: 1704 – 1733.

[23] GOVAERTS, E., DEMEDTS, M, VAN DE WOESTIJNE, K. P. "Total respiratory impedance and early enphysema", *Eur. Respir. J.*, vol. 6, pp. 1181-1185, 1993.

EFEITO DA OBESIDADE SOBRE AS PROPRIEDADES RESISTIVAS E REATIVAS DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

F. B. Oliveira[1], A.C.D. Faria[1], J. M. Jansen[3] e P. L. Melo[1,2]

[1]Laboratório de Instrumentação Biomédica – LIB – Instituto de Biologia e Faculdade de Engenharia
[2] Laboratório de Pesquisas em Microcirculação – LPM – Instituto de Biologia
[3]Laboratório de Provas de Função Pulmonar – Disciplina de Pneumologia
Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Brasil.
Fone: +55 (0XX21) 2587-7773, Fax: +55 (0XX21) 2587-7760

plopes@uerj.br

Abstract: In order to assess a possible relationship between obesity and modifications in resistive and reactive properties of the respiratory system, and the potential of Forced Oscillations in the study of obesity, oscillation mechanics were evaluated in 25 healthy and 25 obese subjects. Obesity was associated with a significant increase in total respiratory resistance and nonhomogeneity, as well as a nonsignificant decrease in respiratory system dynamic compliance. Resistance related to airway was similar in both groups. These data are consistent with previously published results and physiological fundamentals, confirming the potential of Forced Oscillations in the assessment of the modifications related to obesity.

***Palavras Chaves*: Obesidade, Mecânica Respiratória, Oscilações Forçadas, Instrumentação Biomédica.**

Introdução

A obesidade é definida como o acúmulo de tecido gorduroso, regionalizado, ou em todo o corpo, resultante da diferença entre consumo e gasto energético, causado por doenças genéticas, endócrino-metabólicas ou por alterações nutricionais [1]. Em relação à saúde preventiva, tem sido demonstrada uma forte associação entre a maior quantidade de tecido adiposo no organismo e a manifestação de cardiopatias, hipertensão arterial sistêmica, doença coronariana, diabetes mellitus e alterações bioquímicas como hiperlipidemia [2]. A obesidade afeta um número estimado de 300 milhões de pessoas [3] No Brasil, em 1989 aproximadamente 8% da população adulta era obesa, em um total de 6,8 milhões de pessoas, sendo 70% mulheres [4].

A obesidade introduz importantes alterações de mecânica respiratória. Em obesos a capacidade residual funcional e o volume de reserva expiratório se apresentam reduzidos quando o indivíduo se encontra sentado, podendo reduzir-se ainda mais na posição supina devido ao aumento do efeito gravitacional decorrente de abdome volumoso [5]. Na presença de obesidade excessiva, ocorre redução da capacidade pulmonar total e da capacidade vital forçada, constituindo-se um quadro restritivo [6]. A eventual redução dos fluxos aéreos é conseqüência da diminuição da capacidade vital forçada, mas nem sempre isto ocorre, sendo difícil prever o efeito da obesidade sobre a função pulmonar [6]. As alterações introduzidas no sistema ventilatório pelo aumento da massa, particularmente no componente abdominal da parede torácica, modificam o balanço estático do sistema respiratório [7]. Análises dos volumes pulmonares destes indivíduos mostraram um comportamento restritivo com redução nos volumes pulmonares que em obesidade elevada pode alcançar 20 a 30% da capacidade pulmonar total e da capacidade vital [7].

A Técnica de Oscilações Forçadas (FOT), descrita por DuBois *et al*., (1956), apresenta como principais vantagens a necessidade de demandar apenas cooperação passiva do paciente e a obtenção de novos parâmetros respiratórios. Esta técnica é baseada na aplicação de oscilações de pressão de baixa amplitude ao sistema respiratório de um indivíduo respirando espontaneamente, sendo que a medição da pressão e do fluxo correspondente permitem a estimativa da impedância respiratória (Zrs). Trabalhos recentes [9,10,11] mostram que os novos parâmetros obtidos por meio da FOT permitem uma análise detalhada do sistema respiratório, contribuindo para um melhor entendimento das alterações presentes em diversos processos patológicos. No entanto, apesar do elevado potencial apresentado pela FOT no estudo de indivíduos obesos, poucos trabalhos têm incluído estas avaliações [7,12,13], sendo que apenas um foi dedicado especificamente a este tema [7].

Objetivo

O presente estudo tem como objetivo principal analisar as alterações de mecânica ventilatória presentes em indivíduos obesos verificando a influência do excesso de massa nas propriedades resistivas e reativas do sistema respiratório. Para este fim, é realizada uma análise comparativa entre os parâmetros obtidos em grupos compostos por indivíduos com massa dentro da normalidade e voluntários obesos.

Materiais e Métodos

O presente estudo foi desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Biomédica em conjunto com o Laboratório de Pesquisas em Microcirculação da UERJ, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da referida instituição. Foram obtidos os consentimentos pós-informados de todos os voluntários e o protocolo obedeceu às orientações da Declaração de Helsinki [14]. A metodologia de realização dos ensaios de FOT, assim como a instrumentação empregada, foi descrita em trabalhos complementares no presente congresso [15,16].

Voluntários

Os voluntários foram divididos em dois grupos, indivíduos obesos (n=25) e o grupo controle (n=25). Os voluntários do grupo controle, assim como os que compõem o grupo de obesos, não apresentavam história de doença pulmonar e/ou tabagismo. Os voluntários foram classificados como obesos quando o Índice de Massa Corporal (IMC) encontrava-se acima de 30 [17]. Medidas antropométricas de ambos os grupos estão descritas na Tabela 1.

Tabela 1 - Medidas antropométricas dos grupos estudados

	Idade (anos)	Massa (kg)	Altura (m)	IMC (kg/m^2)
Controle (n=25)	41,8±16,1	63,6±10,3	1,6±0,1	23,6±2,7
Obesos (n=25)	40,4±11,8	99,1±17,7	1,6±0,1	37,5±5,7
p	ns	< 0,0001	ns	< 0,0001

IMC = Indice de Massa Corporal

Processamento dos resultados, apresentação e análise estatística

O comportamento dos parâmetros resistivos foi descrito por meio da regressão linear dos resultados na faixa compreendida entre 4 e 32 Hz, de modo a obter a resistência no intercepto (Ro), a resistência média (Rm) e a inclinação da curva (S) [7]. O comportamento da componente reativa foi descrito por meio da complacência dinâmica do sistema respiratório (Crs,dyn) [18]. Os resultados são apresentados como média ± DP. As comparações entre os resultados foram efetuadas empregando o teste t não pareado utilizando o programa ORIGIN 6.0.

Resultados

Os grupos estudados são similares em termos de idade e a altura, como mostra a comparação estatística (p>0,05). A massa e o IMC, conforme esperado, apresentam-se significativamente mais elevados no grupo de obesos (ambos com p<0,0001).

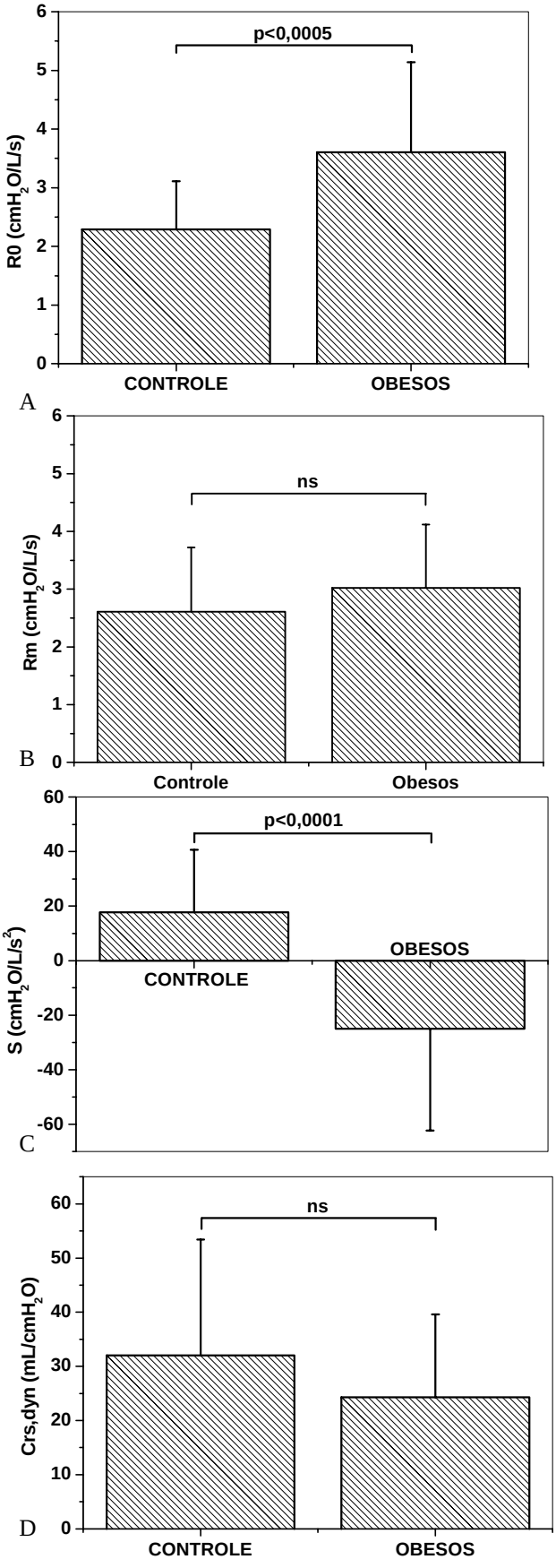


Figura 1: Ro (A), Rm (B), S (C) e Crs, dyn (D) em indivíduos normais e obesos.

Os resultados referentes a Ro, Rm, S e Crs,dyn são apresentados na Figura 1. São observadas alterações pequenas, porém com significância estatística em Ro ($p<0,0005$) e S ($p<0,0001$). Os valores médios de Rm foram similares, não apresentando diferença estatística ($p>0,05$). Embora visualmente seja clara a redução em Crs,dyn (Figura 1D), esta redução não se apresentou estatísticamente significante ($p>0,05$).

Discussão

Diversos estudos têm sido dedicados à análise dos efeitos da obesidade sobre a mecânica respiratória por meio da avaliação de volumes e fluxos [5,6,19,20,21]. Os efeitos sobre as propriedades resistivas e reativas, avaliadas por meio da FOT, no entanto, têm sido objeto de poucos estudos [7].

Segundo Zerah e colaboradores [7], as possíveis causas de alteração na resistência total do sistema respiratório decorrentes da obesidade são: 1) elevação da resistência da parede torácica; 2) existência de obstrução das vias aéreas superiores, relacionada à deposição de gordura; 3) perda do tonus da musculatura faríngea e; 4) fechamento das pequenas vias aéreas periféricas associado à redução do volume pulmonar. Estes autores observaram aumentos significativos da resistência total em pacientes obesos portadores de obesidade mínima (IMC=27±1 kg/m^2), mediana (IMC=34±1kg/m^2) e mórbida (IMC=46±2 kg/m^2). Este mesmo trabalho mostrou que a resistência medida via nasal subtraída da resistência medida via oral não se alterou com a obesidade. A diferença entre a resistência total do sistema respiratório e a resistência de vias aéreas, medida utilizando a pletismografia, aumentou com a obesidade, sugerindo o aumento da resistência tecidual. Os autores ressaltam que o fator mais importante no aumento da resistência total do sistema respiratório foi a redução da Capacidade Residual Funcional (CRF). Fisher e colaboradores [12] analisaram cinco indivíduos obesos (IMC=44,9±11,7 kg/m^2) observando uma resistência total na freqüência de ressonância mais elevada em comparação com a obtida em indivíduos normais. Também estudando a resistência total na frequencia de ressonância, Sharp e colaboradores [13] obtiveram resistências mais elevadas em 10 obesos (IMC= 43,8±4,3 kg/m^2) e 4 obesos com síndrome de hipoventilação (IMC= 44,8±11,7 kg/m^2) que em 8 indivíduos normais (IMC=25,3±2,7 kg/m^2). De uma maneira geral, os trabalhos citados indicam que a resistência total do sistema respiratório aumenta com o IMC. Deste modo, o significativo aumento de Ro descrito na Figura 1(A) é coerente com a literatura e descreve as alterações fisiológicas decorrentes da obesidade discutidas anteriormente.

O estudo comparativo revelou diferenças muito pequenas entre as Rm's obtidas em indivíduos com massa dentro da normalidade e obesos (Figura 1B). Usualmente este parâmetro é associado à obstrução de vias aéreas [11]. Estudos relativos à resistência de vias aéreas, medida por meio de pletismógrafia, apresentam resultados contraditórios. Enquanto esta resistência aumentou signficativamente com o grau de obesidade no estudo de Zerah e colaboradores [7], valores dentro da normalidade foram obtidos por Fisher [12]. A resistência pulmonar, obtida por meio da avaliação da pressão esofagiana, foi significativamente mais elevada em obesos que em indivíduos com massa normal no estudo elaborado por Sharp e associados [13]. As discrepâncias em relação aos estudos anteriores podem estar associadas, além das diferenças metodológicas, ao fato de que no presente trabalho existe uma menor variação de IMC entre os grupos estudados.

A dependência em freqüência da resistência (S) aumentou significativamente com a obesidade (Figura 1C). Zerah e colaboradores [7] obtiveram anteriormente resultados na mesma direção, indicando que a obesidade introduz obstrução e/ou fechamento das vias aéreas inferiores e, de uma maneira geral, redução de homogeneidade nas constantes de tempo do sistema respiratório. Modificações de complacência, por outro lado, podem estar relacionadas à desequilíbrios locais decorrentes de carregamentos excessivos na componente abdominal da complacência [7].

A pesquisa elaborada por Sharp e colaboradores [13] revelou uma significativa redução da complacência respiratória estática total em obesos, em relação a indivíduos normais. Esta redução foi atribuida pelos autores principalmente à diminuição da complacência da parede torácica. Sahebjami [20] ressalta que a redução da complacência da parede torácica é resultado do aumento da retração elástica e da redução da expansibilidade das estruturas extra-pulmonares. No trabalho de Zerah e colaboradores [7] foi observada uma relação direta entre a obtenção de um padrão restritivo por meio de ensaios espirométricos e o IMC. Neste estudo, foram obtidos padrões restritivos em 8%, 25% e 56% dos pacientes com obesidade mínima (IMC entre 25 e 29 kg/m^2), mediana (IMC entre 30 e 40 kg/m^2) e mórbida (IMC > 40 kg/m^2), respectivamente. Os autores ressaltaram que as medidas de complacência dinâmica por meio da técnica de oscilações forçadas descrevem a complacência do tecido, a distensibilidade das vias aéreas e a compressão do gás. Nos estudo em questão, os autores sugerem que a redução na Crs,dyn com o aumento da obesidade ocorreu devido a alterações na complacência da parede torácica. A redução da CRF pode também estar envolvida nesta queda pois esta redução introduz uma redução na complacência pulmonar associada ao formato da curva pressão-volume no pulmão. Outro fator importante está relacionado ao fato de que a redução da CRF também reduz a compressibilidade do ar em função da diminuição do volume deste gás no interior do pulmão.

Embora não tenha sido observada uma diferença estatisticamente significativa, os resultados apresentados na Figura 1(D) indicam que a obesidade introduz uma tendência de redução na Crs,dyn, sendo coerente com os trabalhos citados. Usualmente o quadro restritivo se instala na presença de obesidade excessiva (6), uma fase que ainda não foi alcançada pelo grupo de obesos estudado. Deste modo, a menor variação de

Crs,dyn observada no presente estudo, em comparação com os trabalhos discutidos anteriormente, encontra-se, provavelmente, relacionada a menor variação de IMC (13,9 kg/m^2) em comparação com os estudos conduzidos por Sharp e colaboradores (19,5 kg/m^2) e por Zerah e associados (19,0 kg/m^2). Como comentário final sobre a Crs,dyn, vale a pena ressaltar que a obtenção de informações sobre a complacência da parede torácica é, na prática, muito difícil, demandando a utilização de processos invasivos. Desta maneira, a informação obtida a partir da Crs,dyn, que inclui o parâmetro citado, pode contribuir para simplificar a avaliação das alterações de parede torácica em obesos.

Conclusões

O grupo de obesos estudado mostrou alterações mecânicas relacionadas à elevação da resistência total e redução da homogeneidade. Em menor grau, sem a obtenção de diferença estatisticamente significativa, foi observada uma tendência de redução da complacência dinâmica do sistema respiratório. Estas modificações podem estar na origem dos desequilíbrios na troca gasosa, dispnéia ao exercício e aumento do trabalho respiratório usualmente apresentados por obesos.

Os resultados apresentados demonstram que a FOT fornece parâmetros consistentes com evidências experimentais obtidas por outros métodos, assim como com as alterações fisiológicas envolvidas no processo de ganho de massa, confirmando o elevado potencial de uso clínico desta técnica na avaliação de distúrbios respiratórios associados à obesidade.

Agradecimentos

Aos Srs. Jayme A. M. Júnior e Josiel G. Santos pelo auxílio na montagem da instrumentação e ao CNPq e a FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

[1] FISBERG M., "Obesidade na infância e na adolescência", Fundação Editorial BYK, S.P., 1995.

[2] SCARSELLA C., DESPRÉS J.P., "Tratamento de la obesidad: necesidad de centrar la atención in los pacientes de alto riesgo caracterizados por la obesidad abdominal", Cad. Saúde Pública, R.J., 19 (sup.1), S7-S19, 2003.

[3] RACETTE S.B, DEUSINGER, R.H., "Obesity: oberview of prevalence, etiology, and treatment", Phys Therapy, 83(3), 276-288, 2003.

[4] Ministério da Saúde, http://portal.saude.gov.br/alimentação/sobrepeso.cfm, acessado em 07/05/2004.

[5] GIBSON G.J., "Lung volumes and elasticity", in Lung Function Tests, Hugues J.M.B. e Pride, N.B., Editores, W.B. Sounders, Londres, 2000.

[6] SILVA, L.C.C., RUBIN A.S., SILVA L.M.C., "Avaliação funcional pulmonar", Revinter, Rio de Janeiro, 2000.

[7] ZERAH F, HARF A, PERLEMUTER L, LORINO H, LORINO AM, ATLAN G, "Effects of obesity on respiratory resistance", Chest, 103(5),1470-1476, 1993.

[8] DUBOIS, A.B., BRODY A.W., LEWIS D.H., BURGESS B.F. (1956), "Oscillation mechanics of lungs and chest in man". *J. Appl Physiol*, vol. 8, p. 587-594.

[9] MELO, P.L, WERNNECK M.M., GIANELLA-NETO A. (2000), "Avaliação da mecânica ventilatória por oscilações forçadas: fundamentos e aplicações clínicas", *J. Pneumol*., 26 (4), 194-206.

[10] NAVAJAS D., FARRÉ R. "Forced oscillation technique: from theory to clinical applications" Monaldi Arch Ches Dis, 56 (6), 555-562, 2001.

[11] MACLEOD D, BIRCH M. "Respiratary input impedance measurements: forced oscillation methods", Med Biol Eng and Comput 2001; 39: 505-516.

[12] FISHER, A. B., DUBOIS A.B., HYDE R.W., "Evaluation of the Forced Oscillation Technique for the Determination of Resistance to Breathing", J Clin Invest, 47, 2045-2057, 1968.

[13] SHARP J.T, HENRY J.P., SWEANY S.K., MEADOWS W.R, PIETRAS R.J., "The total work of breathing in normal and obese men", J Clin Invest, vol. 43(4), 728-739, 1968.

[14] Declaração de Helsinki da Associação Médica Mundial (2000), 52ª Assembléia Geral da Associação Médica Mundial, Edinburgo, Escócia.

[15] FARIA, A.C.D., COSTA A.A., LOPES A.J., JANSEN J.M., MELO P.L.: Influência da carga tabágica sobre as propriedades resistivas e a reativas do sistema respiratório", submetido ao III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica.

[16] CAVALCANTI, J.V., LOPES A.J., JANSEN J.M., MELO P.L.: "Alterações nas propriedades resistivas e elásticas do sistema respiratório de indivíduos asmáticos adultos decorrentes da progressão da obstrução brônquica",submetido ao III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica.

[17] WILLIAMS S.R., "Fundamentos de nutrição e dietoterapia", Cap. 6, 6ª. edição, Artes Médicas, Porto Alegre, 1994.

[18] VAN NOORD JA, DEMEDTS M., CLÉMENT J., CAUBERGHS M., VAN DE WOESTIJNE KP, "Effect of rib cage and abdominal restriction on total respiratory resistance and reactance", J. Appl. Physiol., 61(5), 1736-1740, 1986.

[19] OLSEN MF, LONROTH H, BAKE B. "Effects of breathing exercises on breathing patterns in obese and non-obese subjects", Clin Physiol. 1999 May;19(3):251-7.

[20] SAHEBJAMI H, GARTSIDE PS, "Pulmonary function in obese subjects with a normal FEV1/FVC ratio", Chest. 1996 Dec;110(6):1425-9.

[21] YAP J.C., WATSON R.A., GILBEY S., PRIDE N.B., "Effects of posture on respiratory mechanics in obesity", J Appl Physiol., 79(4):1199-205, 1995.

ALGORITMO DE SEPARACIÓN DE LATIDOS DE PULSO ARTERIAL

Ernesto F. Treo, Myriam C. Herrera, Max E. Valentinuzzi

Universidad Nacional de Tucumán, Instituto Superior de Investigaciones Biológicas (INSIBIO), Departamento de Bioingeniería, Tucumán, Argentina

etreo@herrera.unt.edu.ar

Abstract: An algorithm is described to extract cardiac cycles from a plethysmographic signal, based on the maximum value of the second derivative. An initial set of points is detected and filtered with two consecutive temporal analyses. This algorithm is conceptually simple and has two user-selected values to get its best performance. When evaluated against an expert human operator, it showed a mean sensitivity higher than 90%, with all cycles properly delimited.

***Palabras claves*: impedance, plethysmography, beat detection**

Introducción

La pletismografía de impedancia es una técnica no-invasiva que permite evaluar la funcionalidad de arterias periféricas, tanto en miembros inferiores como superiores. Se ha demostrado que el comportamiento de las arterias coronarias puede ser extrapolado a partir del comportamiento de las arterias periféricas, determinando así la incidencia en las enfermedades cardiovasculares futuras [1]. Esta técnica detecta los cambios de volumen de las extremidades debido al flujo sanguíneo por cambios en la impedancia eléctrica de los tejidos [2],[3].

La evaluación de la funcionalidad del vaso se realiza en condiciones basales y durante la aplicación de isquemias transitorias sobre la extremidad utilizando un manguito oclusor. La respuesta arterial es una modificación del flujo y, por lo tanto, del pulso pletismográfico medido. El análisis del pulso pletismográfico puede basarse tanto en la variación de su forma de onda como en la amplitud del mismo [4]. Empero, un pulso único no es representativo de las modificaciones y es necesario promediar una serie de latidos para obtener resultados válidos; la promediación requiere identificar el comienzo y fin de cada latido. Existen algoritmos de separación de latidos, fundamentalmente usando señales de ECG, pero éstos fallaron con señales de pletismografía ya que las maniobras de oclusión generan grandes variaciones y/o derivas en la señal.

Objetivo: Desarrollar un algoritmo de identificación de comienzos y fin de ciclos cardíacos basado en 1) análisis del máximo crecimiento de la pendiente de la señal de impedancia, 2) selección de los posibles puntos de comienzo de sístole ventricular a partir de la frecuencia cardiaca del paciente y 3) valores de ajuste que optimizan su comportamiento.

Materiales y métodos

Población: Se analizaron pulsos pletismográficos de 19 pacientes elegidos al azar, sin criterio de diagnóstico previo; edades 34±8años; Índice de Masa Corporal: 22±8kg/m2 (≤ 30kg/m2); Presión arterial sistólica PAS≤140mmHg y presión arterial diastólica PAD≤ 90mmHg. Todos los sujetos dieron consentimiento informado. El procedimiento incluye interrogatorio, determinación de peso, talla, PAS y PAD con técnica oscilométrica en miembro superior contralateral al sitio de realización de la prueba, reposo en posición supina por 5min previos a la prueba y evaluación de la respuesta vascular en arteria radial media (antebrazo).

Pletismografía de Impedancia: Se registra el pulso radial por pletismografía de impedancia (PZ) con un par de electrodos metálicos (tipo ECG standard) ubicados preferentemente sobre la línea de arteria radial, a 2cm por debajo del pliegue antecubital, separados entre sí de 5-10 cm. Se posiciona el brazo a nivel de aurícula izquierda y se incluye un registro electrocardiográfico simultáneo. El dispositivo pletismográfico se desarrolló en el Depto. de Bioingeniería (FACET, UNT)[5]. La adquisición digital (200Hz, 16bits) se realiza con un sistema BIOPAC (hardware: BIOPAC MP100 con módulos universales de adquisición; software: AcqKnowledge II). Cada registro adquirido incluye maniobras oclusivas a presiones debajo de la presión diastólica, y el tiempo total de adquisición es cercano a los 6 minutos en cada paciente.

Algoritmo: La Figura 1 presenta el algoritmo de procesamiento de la señal de pulso arterial. El primer paso es encontrar la frecuencia cardiaca promedio (f_c) de cada registro pletismográfico *G* adquirido calculando su densidad espectral (PSD), una variante de la transformada rápida de Fourier (FFT). Se divide la señal en segmentos de 1024 muestras y cada segmento se superpone con el anterior en 100 muestras. A cada segmento se le aplica una ventana de Hanning (de 1024 muestras) y se agregan ceros hasta completar una longitud de 2048 muestras. Se calcula la FFT de cada segmento y su valor se almacena. Una vez procesados todos los segmentos, se obtiene el espectro de frecuencias de la señal como el promedio de los espectros de frecuencias correspondientes a cada segmento [6]. El máximo valor del primer componente armónico corresponde a *fc*.

Posteriormente, el registro pletismográfico crudo (Figura 2A) se derivada digitalmente

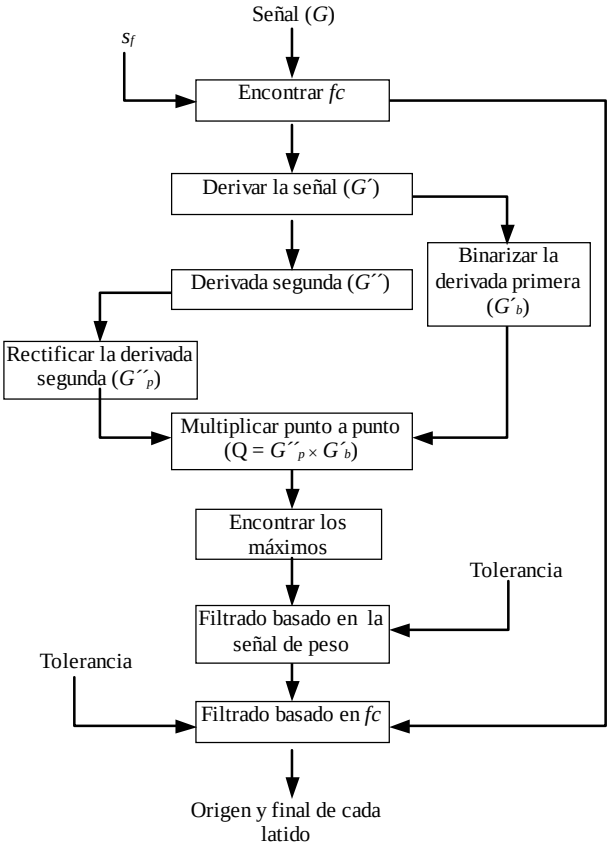


Figura 1. Diagrama en bloques del algoritmo. El algoritmo utiliza el registro de pulso radial obtenido pletismografía de impedancia y sólo requiere de ajuste en los valores de tolerancia que se emplean para discriminar el comienzo y fin de cada latido.

$[G(n)' = G(n+1) - G(n)]$[7] y el resultado se almacena como G'. Posteriormente, G' se binariza de forma tal que si G' es positivo vale 1 y en el resto vale 0 (G'_b en la Figura 2B). La derivada primera G' es derivada nuevamente $[G(n)'' = G(n+1)' - G(n)']$ para encontrar los segmentos de máximo crecimiento de la señal (G''). Se rectifica G'' de tal forma que sólo se conservan los tramos donde la señal tiene valores positivos y al resto de la señal se le asigna 0. Esta señal es llamada G''_p. Posteriormente, se multiplica elemento a elemento G''_p y G'_b para obtener una señal que represente la derivada segunda donde tanto la derivada segunda como la primera son positivas. Esta señal se llama señal de peso Q (ver Figura 2C).

En Q se buscan los picos o máximos analizando cuando la derivada primera de Q cambia de signo (de positivo a negativo). La ubicación temporal de cada uno de estos picos representa un lugar donde presumiblemente termina un latido y comienza otro. Como se observa en la Figura 2C hay más de un pico por ciclo cardiaco y es necesario alguna técnica de filtrado para descartar los picos que no representen comienzos de latidos. Se aplican dos filtrados diferentes:

Filtro 1: Es un ciclo iterativo en el que cada par de picos sucesivos son analizados para ver si están a una distancia acorde entre sí de tal forma que puedan representar el comienzo y el final de un ciclo cardíaco. La iteración se hace para todos los picos encontrados en Q y el total es representado con n, como se muestra en la Figura 3. Se comienza por el primer pico y se mide la separación temporal que tiene con el pico siguiente. Si la distancia entre el primer y segundo pico es menor que $Tol_1 \times T_c$ (donde $T_c = 1/f_c$ es el período cardíaco expresado en segundos y Tol_1 es un valor de tolerancia elegido), se supone que los dos picos están demasiado juntos y uno sólo debe conservarse y el otro pico eliminarse. Para ver que pico se elimina se observa el valor que tienen los picos en Q. Como el valor de Q es la derivada segunda, generalmente el pico que corresponde a un comienzo de ciclo (rápido crecimiento de la señal) tiene mayor peso. Si se elimina el punto i, el punto i+1 toma la ubicación i en la lista, y así sucesivamente para todos los valores comprendidos entre [i+1,n]. Si se elimina el punto i+1, el punto i se mantiene y el punto i+2 toma el lugar del punto i+1 y así sucesivamente para todos los valores comprendidos entre [i+2,n]. En cualquiera de estos dos casos, el total de puntos n que había al comienzo disminuye en una unidad. Si en la comparación de la separación temporal se observa que la distancia es mayor a $Tol_1 \times Tc$, se supone que la distancia es lo suficiente como para que el par de puntos representen el comienzo y fin de un ciclo cardíaco. En este caso, se incrementa i, y se analiza el siguiente par de picos. El proceso se repite de forma tal que no hay dos picos sucesivos cuya separación sea menor que la establecida.

Filtro 2: En este caso se analiza la ubicación tempo-

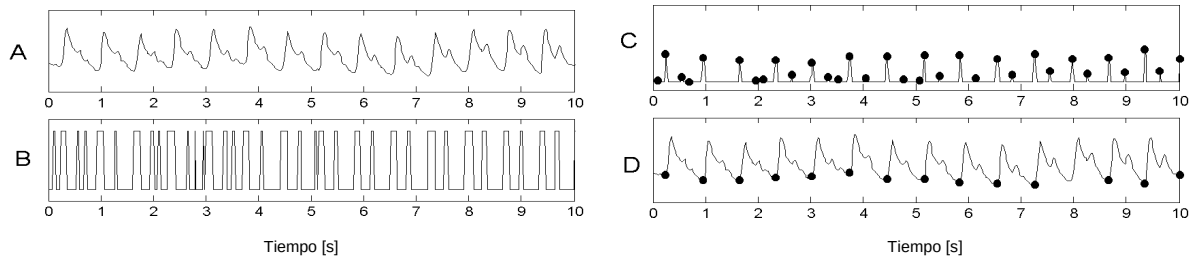


Figura 2. Registro pletismográfico original y las distintas señales obtenidas durante el procesamiento. A- Registro pletismográfico de partida G. B- Derivada primera binarizada G'_b. C- Parte positiva de la derivada segunda multiplicada punto a punto por la derivada primera binarizada $Q = G''_p \times G'_b$. En cada pico de la señal se observa un punto, todos estos puntos son analizados según el criterio de mínima separación y de frecuencia cardiaca. D- Superposición de los puntos filtrados a partir de C y el registro pletismográfico original. El latido ubicado en t ~ 8 s es eliminado por el filtro 2 porque su distancia respecto del anterior (t ~ 7.3 s) está fuera del intervalo $T_c \pm Tol_2$.

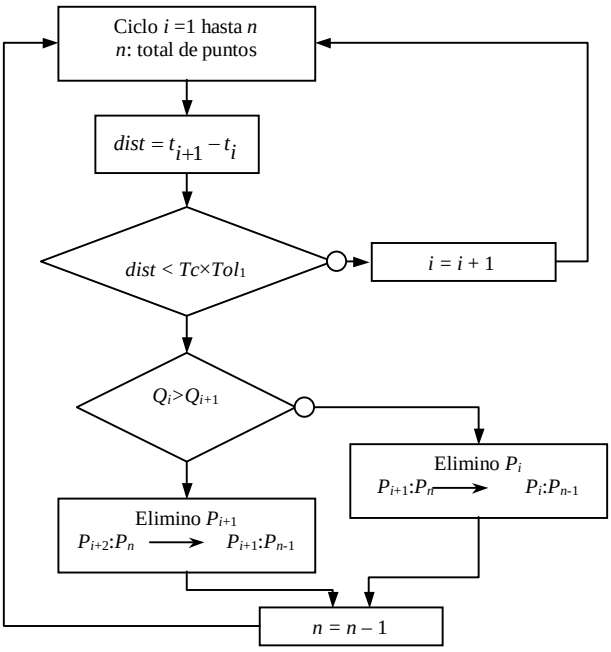


Figura 3. Filtro 1: Eliminación de exceso de puntos basado en la señal de peso.

ral de todos los picos detectados en *Q* sin agruparlos. Se comienza por el primer pico y se supone que es el comienzo de un latido; a su ubicación le llamamos T_1. Se calcula donde debiera estar ubicado otro pico que represente el final del latido y el comienzo de uno nuevo, que numéricamente es T_1+T_c (recordar que $T_c = 1/f_c$). Se mide cual es la separación (una medida de tiempo) entre el punto más cercano a T_1+Tc y T_1+T_c. Se espera que dos picos que representan el comienzo y final de cada latido estén separados una distancia cercana a $T_c \pm Tol_2$, donde Tol_2 es otro valor de tolerancia, y se adopta cercano al 10%. Esto es, si dos puntos están separados una distancia $T_c \pm 10\%$ se los considera comienzo y fin de un latido y son almacenados. El pico que corresponde al fin del latido es analizado ahora como comienzo del latido siguiente y se repite el análisis. A partir de los tiempos correspondientes al comienzo y final del ciclo detectados se calcula el nuevo valor de T_c. Esto se debe a que la frecuencia cardiaca (y por lo tanto T_c) son afectados por la frecuencia respiratoria y existe una variación a lo largo de todo el estudio. Reemplazando el viejo valor de T_c por el nuevo valor calculado se permite que el valor de T_c varíe a lo largo de todo el registro. Si la distancia entre dos picos es mayor que T_c+10% o menor que T_c–10% se descarta el pico bajo análisis y se continúa con el siguiente. De esta forma el algoritmo no está forzado a marcar un ciclo cardíaco, y si la distancia entre picos no satisface los valores impuestos, ningún ciclo es marcado.

Estadística: Se estudiaron 19 registros pletismográficos de diferentes pacientes y se realizó una inspección visual (por parte de un operador experto) de la delimitación realizada por el algoritmo. Para cada paciente se contó el número de ciclos correctamente identificados o ciclos positivos c_p. Las zonas que quedaban sin identificar por el algoritmo fueron registradas y su tiempo sumado, y al multiplicarlo por la frecuencia cardiaca se estimó el número de latidos sin identificar por el algoritmo o ciclos negativos c_n. Para cada paciente se calculó el porcentaje de latidos clasificados (o sensibilidad) como S [%] = c_p / (c_p + c_n)×100.

Resultados

Todos los registros pletismográficos se analizaron para determinar la frecuencia cardiaca promedio en cada paciente. La Figura 4 presenta la densidad espectral (PSD) del registro mostrado en la Figura 2A. Se observa que el registro analizado presenta un pico en su espectro (ver flecha) y que, considerando la frecuencia de muestreo utilizada en la adquisición, permite establecer una frecuencia media cercana a 1Hz. Este pico representa la frecuencia fundamental del registro y es coincidente con la frecuencia cardiaca promedio. Este valor es usado por el algoritmo, como se describió previamente.

Se evaluó visualmente la identificación producida por el algoritmo para dos valores de tolerancia del primer filtro (Tol_1 = 0.1 y Tol_2 = 0.5) y un mismo valor de tolerancia del segundo filtro (Tol_2 = 0.1). En ambos casos, la identificación de latidos fue inequívoca para todos los ciclos delimitados, sin embargo, no todos los latidos presente en cada señal fueron identificados. En ambos casos, la sensibilidad media fue superior al 90% (n = 19).

Como la cantidad de información procesada es considerable, no se pudo evaluar otras combinaciones de valores de tolerancia porque demandaba mucho tiempo por parte del experto.

Considerando que el objetivo de la separación de latidos se basa en la necesidad de promediar los pulsos arteriales por pletismografía de impedancia en períodos de tiempo breves (30 s a 1 min) durante maniobras oclusivas, la Figura 5 presenta 20 latidos provenientes de un mismo registro convenientemente separadas por el algoritmo y colocadas de manera superpuesta en su inicio (líneas delgadas) y el registro promedio de estos 20 latidos (línea gruesa).

Discusión y conclusiones

Se ha presentado un algoritmo robusto para identifi-

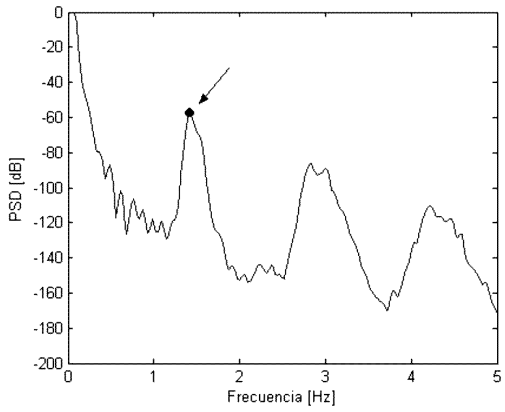


Figura 4. PSD de un registro pletismográfico (Figura 2A).

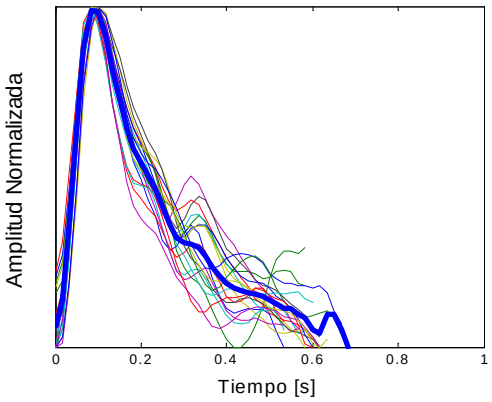


Figura 5. 20 latidos de un mismo registro pletismográfico y el latido promedio ( )a partir de los anteriores.

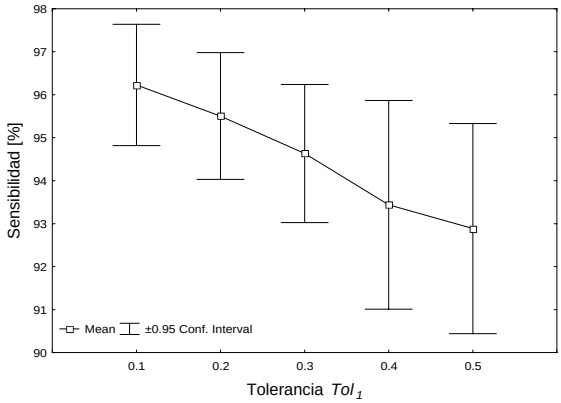


Figura 6. Sensibilidad media observada en la muestra cuando Tol_1 varió entre 0.5 y 0.1 (Tol_2=0.1)

car ciclos cardíacos en señales de pulso radial por pletismografía de impedancia. La utilización de este algoritmo permite promediar pulsos arteriales para su tratamiento en maniobras oclusivas de evaluación de la respuesta vascular. El algoritmo se basa en el análisis del máximo cambio de pendiente de la señal durante la sístole ventricular y descarta aquellos latidos donde el punto de máximo crecimiento de la pendiente no tiene una separación acorde con el punto anterior o el valor de la derivada segunda es bajo.

El punto de máxima derivada segunda empleado en este trabajo no representa la verdadera ubicación del punto de fin de diástole, sino que representa el máximo crecimiento del flujo sanguíneo durante la sístole. Se elige este punto, en vez del valor de fin de diástole, porque se observó, para la mayoría de los pacientes, que el momento de fin de diástole no presenta tan buena periodicidad como el momento de máximo cambio de pendiente. Ruido de baja amplitud que ocasionalmente aparece en la señal afecta la ubicación temporal del punto de fin de diástole. Sin embargo, la posición temporal del máximo valor de la derivada segunda no tan es afectada por modificaciones y/o ruidos en el registro ya que el crecimiento de la señal en la sístole ventricular es mucho mayor que la variación debida al ruido.

La selección final de los puntos donde se encuentran los posibles comienzos y fin de cada ciclo cardíaco se realiza en base a la frecuencia cardiaca promedio y los valores de tolerancia suministrados. Se presupone estabilidad en la frecuencia cardiaca durante el estudio. Si bien el valor de T_c varía con cada latido detectado, su margen de variación admitido depende del valor de Tol_2 suministrado (10% en nuestro caso).

No se analizaron pacientes con procesos arrítmicos durante el estudio; todos mantuvieron una frecuencia cardiaca aproximadamente constante. Se desconoce el comportamiento del algoritmo en episodios taqui o bradicárdicos y en arritmias transitorias. Para estos casos se requiere una evaluación específica.

En la Figura 6 se observa la sensibilidad media cuando Tol_1 varía entre 0.1 y 0.5 (n = 19). Un aumento de este valor implica que el intervalo temporal de análisis del primer filtro es mayor, y por lo tanto mayor es el filtrado de los picos detectados y la sensibilidad disminuye. No obstante, una sensibilidad superior al 90% es suficiente cuando el tiempo de registro es largo como en nuestro caso (6 minutos). Variando los valores de tolerancia se pueden obtener resultados diferentes de sensibilidad y los valores sugeridos en este trabajo son los que mejor resultado dieron de acuerdo a las necesidades de los autores.

Referencias

[1]. PEPINE CL, DREXLER H, DZAU VJ. Endotelial function in cardiovascular health and disease. *New York: Landmark Programs Inc*., 1997.

[2]. CHIN-DUSTING JP, CAMERON JD, DART AM, JENNINGS GL. Human forearm venous occlusion plethysmography: methodology, presentation and analysis. *Clin Sci* (Lond) 1999 May;96(5):439-40.

[3]. IRACE C, CERAVOLO R, NOTARANGELO L, CRESCENZO A, VENTURA G, TAMBURRINI O, PERTICONE F, GNASSO A. Comparison of endothelial function evaluated by strain gauge plethysmography and brachial artery ultrasound. *Atherosclerosis* 2001 Sep;158(1):53-9.

[4]. O'ROURKE, ET AL. Pulse wave analysis. Br J *Clin Pharmacol* 2001; Vol 51: 507-522.

[5]. GÓMEZ JIMÉNEZ JJ, ACHÍN LA, HERRERA MC. Detector Impedancimétrico No-invasivo del Pulso de Presión Arterial. *XIII Congreso Argentino de Bioingeniería* (SABI'2001), 26-29 Setiembre 2001, Tafí del Valle, Tucumán, Argentina (en CD).

[6]. THE MATHWORKS, Signal Processing Toolbox for use with MATLAB, *MathWorks, Inc*, 278pp, (2002)

[7]. AMBARDAR, A., "*Analog and digital signal processing*", PWS Publishing Company, 700pp (1995)

AVALIAÇÃO DA IMUNIDADE HUMORAL EM RATOS SUBMETIDOS À RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA NÃO-IONIZANTE

M. A. Farias**, M. S. Alencar*, R. J. Rosas**, I. A. C. Araújo**,
V. B. Carvalho**, T. R. M. Araújo**, A. A. Cavalcante**, F. B. S. Carvalho*

*Instituto de Estudos Avançados em Comunicações (Iecom)
Universidade Federal de Campina Grande, DEE, Campina Grande PB, Brasil
**Universidade Federal de Campina Grande, DCBS, Campina Grande-PB, Brasil

marcellafarias@bol.com.br

Abstract: The objective of this study was to verify, using immunoglobulin dosimetry for IgA, IgG and IgM, the possible alterations on the immune system of rats submitted to the non-ionizing radiation used by cellular telephony. Blood samples were collected from thirty male rats of the species *Rattus norvegicus*. Twenty-five rats were irradiated during one hour each day for sixty consecutive days, at the frequency of 869 to 894 MHz and power density of 1,6mV/cm². Blood samples were later collected from those rats. Five rats formed the control group. No significant alterations were found following the statistical tests.

Keywords: **1. Biological effects 2. Immunoglobulin 3. Non-ionizing radiation**

Introdução

O sistema imunológico é responsável pelas funções de defesa do organismo relacionadas com a imunidade a doenças, reações biológicas de hipersensibilidade, alergias, rejeição de tecidos estranhos e situações de estresse. A imunidade pode ser mediada por células (celular), por anticorpos (humoral) ou ambas. A imunidade humoral é mediada pela ação de linfócitos B, que constituem a fonte de imunoglobulinas (IgA, IgG, IgM, IgE, IgD), e atuam como anticorpos [1]. Alguns estudos foram realizados, enfocando a interação entre a radiação eletromagnética não-ionizante (REMNI) e o sistema imune. Ikeda *et al*, ao submeterem células mononucleares no sangue periférico humano a ondas eletromagnéticas na freqüência de 50 a 60 Hz, observaram que não houve alterações nas funções imunológicas *in vitro*, como na citotoxicidade das células *Natural Killer* e na produção de citocinas (IFN-γ, TNF-β, IL-2 e IL-10) [2].

Experimento realizado por Dasdag *et al* avaliou parâmetros imunológicos e hematológicos como hemácias, hematócrito, plaquetas, neutrófilos, linfócitos, eosinófilos e células CD3, CD4 e CD8 após exposição a ondas eletromagnéticas de baixa freqüência. Os resultados sugerem que a irradiação não afetou os sistemas estudados [3].Wiktor-Jedrgejczar *et al* estudaram ratos expostos a ondas eletromagnéticas de 2,45 GHz e SARs maior que 14 W/kg. Os resultados mostraram que os efeitos térmicos destas ondas podem levar à fraca estimulação dos linfócitos B do baço, mas não se observaram alterações em linfócitos T [4].

Smialowicz *et al* expuseram 16 ratos quase continuamente por 70 dias consecutivos a ondas eletromagnéticas de 970 MHz e 2,5 W/kg. Não houve diferenças significativas entre os expostos e não expostos quando foram analisadas a contagem total de eritrócitos e de leucócitos [5]. Sultan *et al* estudaram os efeitos da exposição a ondas eletromagnéticas e da hipertermia na habilidade de linfócitos B normais em formar imunoglobulinas. Os autores concluíram que os mecanismos responsáveis pela inibição da formação de imunoglobulinas no experimento, são de origem térmica. Quando as amostras controles foram submetidas à mesma temperatura, nenhum efeito foi verificado a 2,45 GHz [6].

Experimento com ratos, realizado por Rosas *et al* no laboratório de comunicações, demonstrou aparecimento de abscessos na região cervical em cinco dos vinte animais irradiados à freqüência na faixa de 879 a 894 MHz e potência de 1,6 mW/cm². Esses abscessos não foram encontrados nos ratos do grupo controle. O exame bacteriológico do material puncionado revelou crescimento de *Klebisiela sp* no meio de cultura. Levantou-se a hipótese de que estes abscessos poderiam estar relacionados com alterações no sistema imunológico, uma vez que *Klebisiela sp* é uma bactéria oportunista [7].

O objetivo da presente pesquisa é verificar, por meio de dosagens de imunoglobulinas IgG, IgM e IgA, do sangue intra-cardíaco, possíveis alterações no sistema imunológico de ratos da espécie *Rattus novergicus* submetidos à REMNI utilizada na telefonia celular.

Materiais e métodos

Local: O estudo experimental foi realizado no Laboratório de Comunicações (Divisão de Efeitos Biológicos) do Centro de Ciências Biológicas e da Saúde (LABCOM) – Campus I da UFCG, Campina Grande – Paraíba e no Centro de Endocrinologia e Metabologia – Pró-Sangue Laboratório – Campina Grande – PB.

Amostra: Foram incluídos no estudo 30 ratos machos da espécie *Rattus novergicus*, com 8 semanas de idade. A amostra foi dividida em grupo experimental, composto de 25 ratos, que é submetido à radiação de microondas, e grupo controle, composto por 5 ratos, o qual não sofre irradiação.

Gerador de potência de microondas: Foi utilizado um transmissor analógico da Ericson®, que possui modulação em freqüência, é alimentado com uma fonte DC e está acoplado a uma antena do tipo dipolo-log-periódico controlada por *software*. O equipamento gerador de microondas opera numa faixa de freqüência de 850 MHz e intensidade de potência de 1,6 mW/cm². De acordo com a norma IEEE C-95.1.1991, elaborada pelo IEEE em 1992, o limite de segurança de nível de potência para a freqüência utilizada é de 0,6 mW/cm² [8]. No entanto, a presente pesquisa utiliza uma intensidade de potência de 1,6 mW/cm² a fim de comparar os resultados com as conclusões de estudos realizados anteriormente no LABCOM por Rosas, Gheyi e Lopes [7,9,10]. Durante todo o experimento o gerador foi ajustado com auxílio de medidor de potência.

Gaiolas: Os ratos foram acomodados em gaiolas de polipropileno com tampas constituídas por barras de aço galvanizadas, nas quais foram adaptadas comedouro e bebedouro de vidro com tampa de borracha e bico de metal, apresentando capacidade para 500 ml.

Ração: Os animais foram alimentados com ração comercial balanceada, da marca Nutrimentos (Purina) composta por farelo de trigo, farelo de soja, milho integral moído, farinha de peixe, fosfato de cálcio, óleo de soja degomado, carbonato de cálcio e cloreto de sódio.

Material laboratorial: Foram utilizados os seguintes materiais para coleta de sangue intra-cardíaco: mesa cirúrgica, algodão, tesoura, éter sulfúrico, seringa de 3 ml, agulha, luvas cirúrgicas, tubos de ensaio, recipiente de plástico para anestesia e béquer.

*Coleta de sangue e irradiação:*Os ratos dos grupos controle e experimental foram submetidos a uma primeira coleta de 1,5 ml de sangue intra-cardíaco. Estas amostras foram utilizadas como referência para comparação com os valores obtidos na coleta posterior à irradiação, uma vez que não foram encontrados parâmetros para concentrações de imunoglobulinas em ratos na literatura.

Os procedimentos necessários para realização da coleta consistiram em, inicialmente, colocar o animal dentro de um recipiente plástico contendo algodão embebido por éter sulfúrico a fim de se obter o efeito anestésico. Em seguida, o rato foi colocado em decúbito dorsal na mesa cirúrgica com os membros imobilizados, sendo efetuada a tricotomia na região precordial.

Posteriormente, os animais foram submetidos à coleta de sangue intra-cardíaco. As amostras foram armazenadas em tubos de ensaio e mantidas sob congelamento no Centro de Endocrinologia e Metabologia – Pró-Sangue Laboratório até a realização da segunda coleta de sangue, com o objetivo de se utilizar apenas um *kit* de dosagem de imunoglobulinas.

Após a primeira coleta de sangue, os animais do grupo experimental foram expostos a uma hora diária de radiação emitida pelo gerador de potência de microondas, durante sessenta dias consecutivos, visto que a maioria das pesquisas nesta área utiliza uma hora diária como tempo de exposição padrão.

Em seguida ao período de irradiação, os ratos foram submetidos a uma segunda coleta de sangue intra-cardíaco e as amostras, juntamente com as da primeira coleta, foram enviadas para o Laboratório H. Pardini - Belo Horizonte - MG, por intermédio do Pró-Sangue Laboratório para realização de dosagem de imunoglobulinas IgA, IgG e IgM pela técnica de imunoturbidimetria.

Análise estatística: Foram obtidas médias aritméticas dos valores das concentrações pré-irradiação de IgA, IgG e IgM de todos os ratos (30), do grupo experimental (25) e do grupo controle (5). No período pós-irradiação, as médias aritméticas foram efetuadas para os grupos controle e experimental.

Posteriormente, foram obtidos valores similares para as médias, considerando um intervalo de confiança de 90%.

Considerações éticas: Durante todo o experimento está sendo seguido o que estabelecem as normas para prática didático-científica da vivissecção de animais (Lei 6638, de 8 de Maio de 1979).

Resultados

Analisando os valores das concentrações de imunoglobulinas IgA, IgG e IgM obtidos após as dosagens pela técnica de imunoturbidimetria, a média aritmética (MA) dos valores de IgA pré-irradiação obtida a partir dos 30 ratos foi 24,8 mg/dl ($\pm$16,5), dos 25 ratos do grupo experimental 26 mg/dl ($\pm$16,9) e dos 5 ratos do grupo controle 18,6 mg/dl ($\pm$14,1). No

período pós-irradiação a MA dos valores de IgA do grupo experimental foi 23,2 mg/dl (±22,2) e do grupo controle foi 24,8 mg/dl (±6,98).

Para os valores de IgG no período antes da irradiação, a MA dos 30 ratos foi 20,4 mg/dl (±22,8), dos 25 animais do grupo experimental 19,1 mg/dl (±19,0) e dos 5 ratos do grupo controle 27 mg/dl (±38,9). Após o período de irradiação, as MA foram 44,1 mg/dl (±29,4) no grupo experimental e 54,4 mg/dl (±11,1) no grupo controle.

Em relação às concentrações de IgM no período pré-irradiação, a MA dos 30 animais foi 34,1 mg/dl (±22,6), dos ratos do grupo experimental 34,6 mg/dl (±24,2), e do grupo controle 31,4 mg/dl (±13,8). Para os valores do período pós-irradiação, a MA do grupo experimental foi 32,48 mg/dl (±34,4) e do grupo controle 30,4 mg/dl (±8,8).

Em uma segunda análise, considerando um intervalo de confiança de 90%, a MA das concentrações de IgA no período pré-irradiação de todos os ratos foi 24,9mg/dl (±2,5), dos ratos do grupo experimental 25,9mg/dl (±2,3) e dos animais do grupo controle 16,7 mg/dl (±1,5). Após o período de irradiação, as MA foram 19,1 mg/dl (±2,6) e 22 mg/dl (±3,6) para os grupos experimental e controle, respectivamente.

Em relação aos valores de IgG, a MA de todos os ratos foi 18,2 mg/dl (±3,5), dos animais do grupo experimental 16,2 mg/dl (±3,8) e do grupo controle 10 mg/dl (±9,7) no período pré-irradiação. Após o período de irradiação, a MA do grupo experimental foi 41,1 mg/dl (±5,2) e no grupo controle 53 mg/dl (±5,3).

Para os valores de IgM, a MA de todos os animais foi 31,9 mg/dl (±4,2), dos ratos do grupo experimental 30,7 mg/dl (±4,5) e do controle 25,5 mg/dl (±4,8) antes da irradiação. Após o tempo de irradiação, as MA foram 26,3 mg/dl (±5,7) e 32,3 mg/dl (±2,9) para os grupos experimental e controle, respectivamente.

Discussão

As imunoglobulinas ou anticorpos são um grupo de proteínas que possuem a capacidade de se unir especificamente ao antígeno e iniciar sua eliminação do organismo. Essas imonuglobulinas podem pertencer a diversos tipos moleculares: IgG, IgM, IgA, IgD e IgE [11]. Normalmente, as primeiras imunoglobulinas a serem produzidas pertencem à classe M e mais tarde, especialmente em caso de reestimulação, se produz um pico na produção de IgG, com menor freqüência de IgA e de IgE [12]. Estudos em ratos e camundongos comprovam a existência de imunoglobulinas das classes IgM, IgA e IgG [13].

Aparentemente a exposição de animais à REMNI pode levar a uma variedade de mudanças no sistema imunológico [14].

Ao analisar trabalhadores de centros de retransmissão de TV e de comunicações de satélite expostos à radiação de microondas, Moszcynski *et al* verificaram aumento nas concentrações de IgG e IgA e diminuição na contagem de linfócitos e células T8 [15].

Pretendendo avaliar a resposta humoral do sistema imune, Radon *et al* utilizaram amostras de IgA obtidas da saliva de humanos expostos à radiação eletromagnética de 900 MHz. Os resultados obtidos não mostraram alterações nas concentrações desta imunoglobulina. O estudo é importante, uma vez que as glândulas salivares se localizam próximo a uma região de concentração de ondas eletromagnéticas durante o uso do telefone celular [16].

Em 1982, Smialowicz *et al* expuseram ratos a ondas eletromagnéticas a 425 MHz e SARs maior que 8,6 W/kg. Nenhuma diferença entre expostos e não expostos foi observada nas respostas estimuladas por linfócitos, nem na resposta primária dos anticorpos à sensibilização [17].

Ao estudar pessoas expostas ocupacionalmente à REMNI por mais de 10 anos, Méndez *et al* observaram alterações na imunidade humoral, por meio de mudanças nas concentrações de IgA e IgG [18].

Neste estudo, as médias obtidas a partir dos valores das concentrações de imuglobulinas IgA, IgG e IgM não mostraram alterações significativas.

Existem múltiplos fatores que podem influenciar a resposta imunológica. As principais influências constitucionais são provenientes da composição genética e da idade. Além disso, uma série de outros fatores externos podem estar associados como o estresse, estado nutricional e doenças infecciosas [12]. O aumento de IgG encontrado neste trabalho pode estar relacionado a algum dos fatores mencionados.

Conclusões

Neste trabalho, não foram observadas alterações significativas nas concentrações das imunoglobulinas IgA, IgG e IgM em ratos submetidos à radiação eletromagnética não ionizante, visto que as variações estão coerentes com os desvios esperados.

Entretanto, foi observado um aumento de IgG, quando foram comparadas as médias de todos os ratos do período pré-irradiação com os animais do grupo experimental após a irradiação.

Em todas as espécies, a IgG é a classe principal de imunoglobulinas encontradas no plasma e geralmente representa entre 65 e 80% das concentrações totais de imunoglobulinas. Em seres humanos, existem quatro subclasses:IgG1, IgG2, IgG3 e IgG4; em camundongos foram diferenciados IgG1 e IgG2a [11,13].

A principal função biológica da IgG *in vivo* é a eliminação dos microrganismos e a neutralização das

toxinas, a IgG é a imunoglobulina que melhor se distribui por todos os espaços extravasculares, estando disponível, portanto, para efetuar todas as suas funções [12].

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq pelo apoio e financiamento parcial da pesquisa.

Referências

[1] ERNEST JAWETZ, JOSEPH L. MELNICK, EDWARD A. ADELBERG, GEO F. BROOKS, JANET S., L. NICHOLAS ORNSTON *Microbiologia Médica.* Editora Guanabara Koogan, 1998.

[2] IKEDA K., SHINMURA Y., MIZOE H., YOSHIZAWA H., YOSHIDA A., KANAO S., SUMITANI H., HASEBE S., MOTOMURA T., YAMAKAWA T., MIZUNO F., OTAKA, Y., HIROSE H., "No effets of Extremely Low Frequency Magnetic Fields found on Cytotoxic Activities and Cytokine Production of Human Peripheral Blood Mononuclear Cells In Vitro", *Bioelectromagnetics* 24:21-31, 2003.

[3] DASDAG S., SERT C., AKDAG Z., BATUN S., "Effects of Extremely Low Frequency electromagnetic Fields on Hematologic an Immunologic Parameters in Welder", *Arch. Med. Res*. 33(1):29-32, 2002.

[4] WIKTOR- JEDRZEJCZAK W., AHMED A., CZERSKI P., LEACH W.M., SELL K.W., "Immune response of mice to 2450-Mhz microwave radiation: overview of immunology and empirical studies of lymphoid splenic cells", *Radio. Sic.* (No. 6S): 209-19,1977.

[5] SMIALOWICZ R. J., WEIL C.M., MARSH P., RIDDLE M.M., ROGERS R.R., REHNBERG B. F., "Biological effects of long-term exposure of rats to 970-Mhz radiofrequency radiation", *Bioelectromagnetics* 2 : 279-84,1981.

[6] SULTAN M.F., CAIN C.A ., TOMPKINS W.A., "Effects of microwaves and hyperthermia on capping of antigen- antibody complexes on the surface of normal mouse B lymphocytes", *Bioelectromagnetics* 4:115-22,1983 .

[7] ROSAS R. J., "Efeitos Biológicos da Radiação Eletromagnética Não-Ionizante Usada na Telefonia Celular", Estudo Histológico em Testículos de Ratos Após Irradiação. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina/ UFCG-UFBA, 2000.

[8] ANSI/IEEE C-95.1 IEEE "Standard for Safety Levels With Respect to Human Exposure to Electromagnetic Fields, 3KHz to 300 GHz". New York, 1992.

[9] GHEYI M., "Efeitos Biológicos e Comportamentais da Radiação de Microondas em *Rattus novergicus*". Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Engenharia Elétrica / UFPB, 2000.

[10] LOPES A.K.R., "Efeitos Comportamentais Decorrentes da Radiação de Microondas na Freqüência de Operação Utilizada pelos Aparelhos Celulares". Dissertação (Mestrado) – Faculdade de engenharia Elétrica / UFCG, março de 2003.

[11] HALLIWELL R.E.W.; GORMAN N.T. *Inmunologia Clinica e Veterinaria.* Editorial Acribia, S.A . Zaragoza, 1992.

[12] ROBINSON W.F., HUXTABLE C.R.R. *Princípios de Clinopatología Médica Veterinaria.* Editorial Acribia, S.A . Zaragoza, 1993.

[13] BIER O . *Microbiologia e Imunologia*. Editora Melhoramentos, 1984.

[14] SMIALOWICS R.J. "Haematologic and immunologic effects of nonionizing electromagnetic radiation". *Bull N.Y. Acad. Med.*Vol 55, N° 11, December 1979.

[15] MOSZCYNSKI P,; LISIEWICZ J.; DMOCH A.; ZABINSKI Z.; BERGIER L.; RUCINSKA M.; SASIADEK U. "The Effect of various occupational exposures to microwave radiation on the concentrations of immunoglobulins and T lymphocytes subsets", *J. Endourol*. 1998 Dec; 12(6):505-8, 1998.

[16] RADON K., PARERA D., ROSE D. M., JUNG D., VOLLRATH L. "No Effects of Pulsed Radio Frequency Electromagnetic Fields on Melatonin, Cortisol and Selected Markers of the Immune System in Man". *Bioelectromagnetics* 22:280-287, 2001.

[17] SMIALOWICZ R. J., WEIL C.M., KINN J.B., ELDER J.A ., "Exposure of rats to 425- Mhz (CW) radiofrequency radiation: effects on lymphocytes", *J. Microw. Power* 17: 211-21,1982

[18] MÉNDEZ C. A., DÍAZ D.P., BOSQUE E. A., DÍAZ T.R., CRUZ A.J.G., SALOMÓN R.C., "Efecto de las radiaciones electromagneticas no ionizantes sobre la immunidad humoral y celular en trabajadores expuestos", *Rev. Cub. Med. Mil* 21(2):85-92, jul-dic. 1992.

DISEÑO DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA PARA DISCAPACITADOS DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR

M. Sánchez*, O. Rodríguez* y A. Romero*

* Universidad Autónoma del Caribe/Centro de Bioingeniería, Barranquilla, Colombia

e-mail: cebi_uac@bioingenieros.com

Abstract: Through the acquisition of the electromyographic signals from the functional muscles of the patient's arm, it was possible to command a prototype of myoelectrical prosthesis with voluntary control by the user. For its design, high sensibility electronic components were used to capture and process the *EMG* signals, while to allow the two degrees of freedom of the prosthesis, mechanical devices and two servo motors were used to generate the movement, considering in this way the minimal design requirements to obtain a reliable device for the patient.

***Palabras clave*: Prótesis, Electromiografía *EMG*, Servomotores, Schmitt Trigger, Discapacitados**

Introducción

Los estudios más optimistas cuantifican a la población colombiana con discapacidad en un porcentaje que oscila entre el 10 y el 15 por ciento. Cerca del 30 por ciento de esta población se encuentra por debajo de las líneas de pobreza y específicamente el 20 por ciento se contextualiza dentro de lo que se denomina miseria total [1]. Así mismo, el diseño y construcción de prótesis electrónicas implica un desarrollo tecnológico relativamente avanzado, lo que repercute en costos elevados para su obtención por parte de la población discapacitada. De igual forma, el mercado tecnológico colombiano está caracterizado por un exiguo desarrollo en este campo, por lo que las personas discapacitadas se han visto en la tarea de buscar en otros países, diferentes a Colombia, la tecnología que ellos necesitan.

El presente trabajo estuvo encaminado a construir una prótesis para personas discapacitadas que han sufrido amputación de alguno de los miembros superiores por encima del codo, empleando la electrónica necesaria para acondicionar las señales que el propio cuerpo genera para contraer y relajar los músculos del miembro citado, con el fin de recuperar parte de la funcionalidad de la extremidad afectada y de esta forma brindarle mejores posibilidades de vida al paciente, y al mismo tiempo mejorar su imagen corporal. Con este proyecto se pretende igualmente reducir los costos sin sacrificar la eficiencia, desempeño y durabilidad que caracterizan a una buena prótesis.

La electromiografía, entendida como la manifestación eléctrica de la actividad neuromuscular asociada con la contracción de los músculos, presenta gran incidencia en el descubrimiento y diagnóstico de patologías en el sistema neuromotor, y su conocimiento es de gran importancia en la estimulación eléctrica funcional y en la rehabilitación. Por su parte, la detección y posterior procesamiento de las señales eléctricas en la musculatura humana durante su contracción voluntaria, constituyen una excelente herramienta para el control del movimiento en miembros artificiales [2].

Materiales y Métodos

El diseño y puesta en funcionamiento de una prótesis comandada por los biopotenciales originados en las fibras musculares, exige un adecuado conocimiento de las características de las señales electromiográficas. La amplitud de la señal *EMG* es de naturaleza aleatoria, caracterizada por un rango de voltaje comprendido entre 0 mV y 10 mV y un ancho de banda que abarca entre los 0 Hz y 500 Hz, con energía dominante entre 50 Hz y 150 Hz [3]. Estas consideraciones fueron tenidas e cuenta a la hora de implementar la etapa de adquisición, encargada de capturar, amplificar y adecuar las señales provenientes de los músculos bíceps, tríceps y dorsal, cuya contracción voluntaria de forma aislada o combinada por parte del usuario, permite alguno de los movimientos posibles de la prótesis.

Tabla 1: Relación actividad muscular – movimiento de la estructura

Músculo Accionado	Movimiento de la Prótesis
Bíceps	Ascendente
Tríceps	Descendente
Bíceps y Tríceps	Apertura de la pinza
Dorsal	Cierre de la pinza

A grosso modo, el proyecto consta de la etapa de adquisición de señal *EMG* señalada, una etapa de control basada en un microcontrolador, cuya finalidad es la de procesar los biopotenciales amplificados y generar las señales de activación adecuadas para los servomotores, y por último los servomotores, destinados a controlar la estructura física de la prótesis,

permitiendo por ende los movimientos de agarre y desplazamiento vertical de la estructura.

Etapa de Preacondicionamiento de Señal: La detección de las señales mioeléctricas se realiza por medio de electrodos superficiales recurriendo a la configuración bipolar [4]. En este caso, se utilizan dos superficies de detección para registrar los potenciales en el tejido muscular de interés, con respecto a un electrodo de referencia. Los electrodos empleados son idénticos a los requeridos para los registros electrocardiográficos, propicios por su bajo costo, cómoda disposición y fácil consecución.

Sobre la parte media de cada músculo elegido se ubican dos electrodos, separados entre ellos a una distancia de 10 mm y ubicados preferiblemente entre dos puntos motores [4]. Estos dos electrodos activos se conectan a un amplificador diferencial amplificando la diferencia de las dos señales, lo cual permite eliminar cualquier señal común como el ruido ambiental, presentando por ende mayor inmunidad a las interferencias externas con respecto a la configuración unipolar. Para esta primera etapa se utilizó un Amplificador de Instrumentación referencia INA110 de la empresa Burr-Brown con Ganancia = 500 y CMRR = 110 dB, cuya salida se ilustra en la Figura 1.

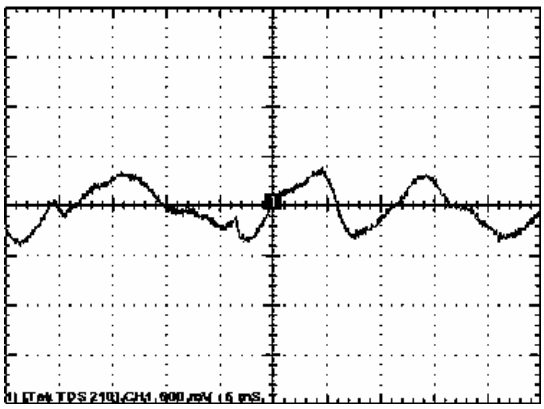


Figura 1: Señal *EMG* captada del músculo bíceps

Primera Etapa de Amplificación: Como etapa intermedia y con el fin de adecuar la señal proporcionada por el preamplificador a niveles óptimos, se introdujo una segunda sección de amplificación antes del circuito limitador de banda. En este caso se utilizó un amplificador de bajo ruido y alta precisión en configuración inversora y con un nivel de ganancia equivalente a tres.

Filtro Pasabanda: La etapa de filtrado está conformada por un filtro *Butterworth* pasa bajas de –60dB/década y un filtro *Butterworth* pasa altas de 60dB/década con una banda de paso ajustada entre los 65 y 300 Hz. Aunque en este rango de frecuencias no se tiene en cuenta todo el espectro de la señal electromiográfica útil para un diagnóstico clínico adecuado, en este caso particular sólo se requiere captar los niveles de potencial necesarios para comandar los dispositivos electromecánicos que componen la prótesis. Igualmente, el criterio de selección de esta banda está también enfocado a suprimir el filtro *notch* comúnmente destinado para la eliminación de la interferencia electromagnética producida por la red domiciliaria, y consecuentemente reducir el número de componentes incluidos en la tarjeta de adquisición.

Segunda Etapa de Amplificación: Esta segunda etapa de amplificación constituye la sensibilidad del sistema, y dado que las personas generan niveles de voltaje distintos al contraer un músculo, permite contar con un control de ganancia independiente para cada canal de adquisición y ajustar los niveles de amplificación según la necesidad del paciente. Se implementó para ello un amplificador inversor con ganancia variable.

Retenedor de Picos: La Figura 2 compara la señal oscilante producto de la actividad muscular, captada a la salida de la segunda etapa de amplificación, y el potencial D.C. correspondiente originado por un retenedor de picos. Éste está conformado por un diodo IN4004 y un circuito RC con tiempo de descarga de 0.47 s, y su finalidad es convertir la señal variable en el tiempo en una señal D.C., posibilitando evaluar de una mejor forma si el músculo monitoreado está contraído o no. En esta misma figura se puede apreciar ostensiblemente la labor efectuada por la etapa de filtrado en lo que se refiere a la depuración de la señal *EMG*.

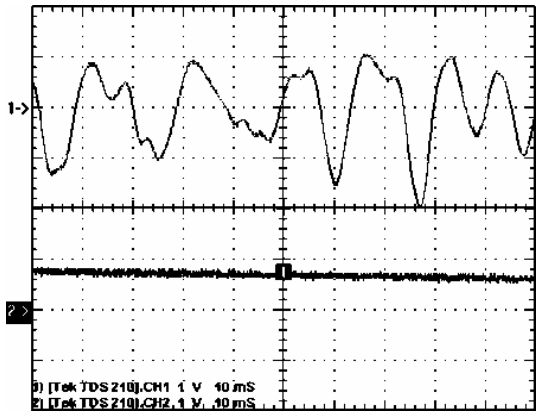


Figura 2: Señal *EMG* filtrada y promediada

Tercera Etapa de Amplificación: La señal continua a la salida del retenedor de picos necesita un ajuste de ganancia adicional para su posterior evaluación. Para este propósito se adecuó un amplificador DC no inversor con ganancia variable, permitiendo así establecer la ventana de trabajo de esta señal continua.

Detector de Nivel*:* No obstante, las variaciones eléctricas producidas por la activación de una fibra muscular son pequeñas, por lo que la diferencia de potencial entre un músculo contraído y uno relajado es bastante ínfima, lo que a su vez repercute en un mayor grado de dificultad a la hora de determinar cuándo se manifiesta el interés por parte del discapacitado en mover su miembro artificial.

Por ende, la última fase del sistema de adquisición y acondicionamiento de señal la conforma un detector de nivel de voltaje no inversor con ajuste independiente de histéresis y de voltaje central. Esta etapa está conformada por un disparador *Schmitt Trigger* ajustable, cuya configuración se ilustra en la Figura 3. En este sentido, se aprovecha la histéresis del circuito para evitar cambios rápidos de +Vcc a –Vcc en tiempos muy cortos, lo que ocasionaría inestabilidad en la etapa de control encargada de generar el movimiento de la prótesis.

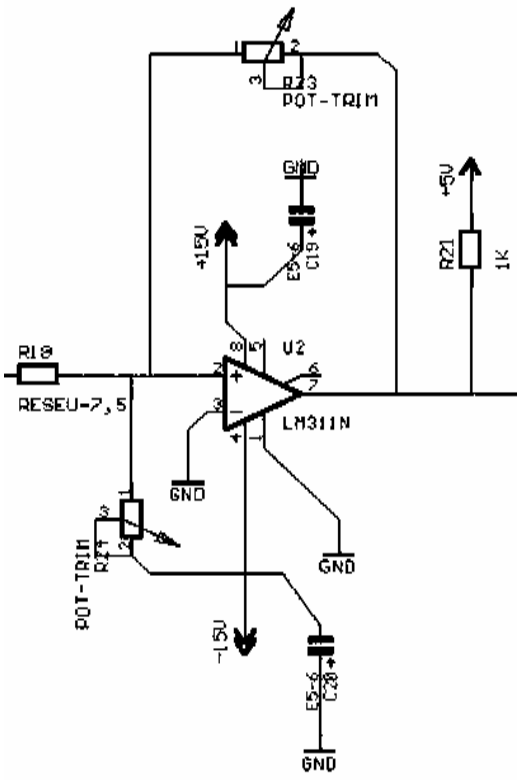


Figura 3: Circuito detector de nivel de voltaje

El circuito integrado empleado en esta sección corresponde a la referencia *LM311*, el cual proporciona 5 V a la salida cuando la señal de entrada se encuentra por encima del nivel superior de la histéresis (1 V), y 0 V cuando la entrada es menor al nivel inferior de la histéresis (0.6 V), correspondiendo estos niveles a estados de contracción y relajación muscular respectivamente. Los voltajes de referencia mencionados fueron seleccionados después de un estudio minucioso y una valoración realizada a las amplitudes de la señal *EMG* en varios pacientes que presentaban amputación de alguna de sus extremidades superiores antes del codo y que no habían perdido ni sensibilidad ni actividad a nivel neuromuscular, aunque el diseño permite que estos niveles de comparación sean alterados según sea el caso.

La ventaja de emplear esta configuración radica en que el circuito propuesto suministra niveles *TTL* a la etapa de control, conformada por un microcontrolador, indicándole si el músculo en cuestión está en actividad, lo que se manifiesta en una señal de activación por parte de este dispositivo con el propósito de generar un movimiento particular de la prótesis. En este mismo sentido se ahorra la necesidad de utilizar un conversor análogo – digital, dado que la salida del disparador *Schmitt Trigger* es compatible con los valores que maneja un sistema digital basado en lógica *TTL* como lo es el microcontrolador.

Como el objetivo es evaluar la actividad eléctrica de los músculos bíceps, tríceps y dorsal, a partir de lo cual se generen las órdenes por parte del sistema de control para abrir o cerrar la pinza con que cuenta la estructura en uno de sus extremos, o en su defecto para subir o bajar el antebrazo artificial, se requieren tres canales de acondicionamiento de señal *EMG* idénticos, como el descrito previamente, para detectar la actividad eléctrica de cada músculo.

Un resumen de los componentes electrónicos y sus características, empleados en cada una de las etapas del sistema de adquisición y acondicionamiento de señal *EMG*, se presenta en la Tabla 2.

Tabla 2: Dispositivos del Sistema de Adquisición

Etapa	Dispositivo	Característica
Preamplificador	INA110 (Burr-Brown)	Amplificador de instrumentación Ganancia = 500 CMRR = 110 dB
Primera etapa de amplificación	OPA2277 (Burr-Brown)	Amplificador inversor Ganancia = 3 CMRR = 140 dB
Filtro pasabanda	OPA2277 (Burr-Brown)	Butterworth f_L=65 Hz f_H= 300 Hz
Segunda etapa de amplificación	OPA2336 (Burr-Brown)	Amplificador inversor Ganancia variable
Retenedor de picos	1N4004 C = 470 µF R = 1 KΩ	τ = 0.47 s
Tercera etapa de amplificación	OPA27	Ganancia variable
Detector de nivel	LM311	V_{Ht} = 1 V V_{Lt} = 0.6 V

***Etapa de Control**:* el corazón de esta etapa lo constituye un microcontrolador *PIC16F84*, el cual se encarga del movimiento de los servomotores utilizando modulación *PWM*. En sus puertos de entrada recibe las señales debidamente acondicionadas provenientes de las tres tarjetas de adquisición y de dos interruptores de final de carrera, utilizados estos últimos para definir los límites del movimiento de la prótesis.

Accionamiento Mecánico: Dos servomotores generan el movimiento mecánico del brazo, habilitando por ende los dos grados de libertad con que dispone la prótesis. Ambos servomotores pertenecen a la marca *Hitec*, y específicamente se encargan, uno de ellos de abrir y cerrar la pinza mientras que el otro comanda el movimiento ascendente y descendente de la estructura mecánica, el cual se ejecuta de forma perpendicular al brazo del paciente. Estos dos componentes electromecánicos poseen características similares en lo que respecta al suministro de voltaje, diferenciándose en el torque que manejan. El servomotor escogido para el control de apertura y cierre de la pinza corresponde a la referencia *HS-805BB* y presenta un torque equivalente a 5.5 Kg*cm.



Figura 4: Servomotor controlador de la pinza

Estructura Física: En esta primera etapa de desarrollo, la estructura metálica de la prótesis fue construida a base de aluminio por tratarse de un metal abundante en el mercado y comercializable a precios razonables.

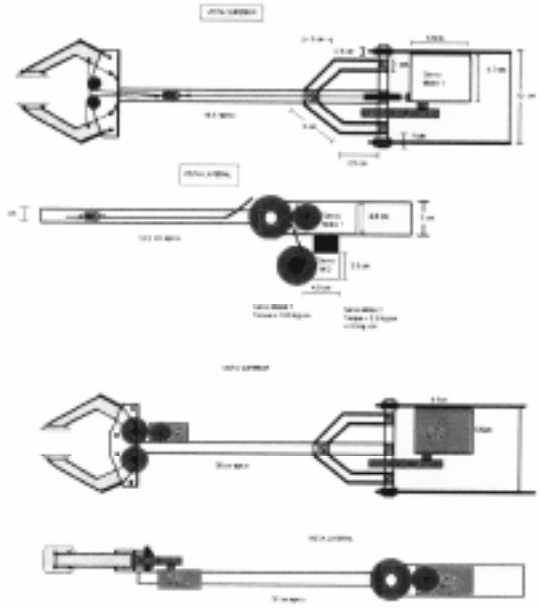


Figura 5: Componentes estructurales de la prótesis

El diseño físico y mecánico fue desarrollado en *AutoCAD* teniendo en cuenta dimensiones y pesos de los componentes estructurales de la prótesis.

Resultados

La prótesis mioeléctrica propuesta fue comprobada exitosamente en varios pacientes desmembrados, los cuales reflejaron gran satisfacción y confort a la hora de su manipulación. Con la utilización de elementos convencionales se construyó un dispositivo biomédico seguro, confiable, de bajo costo, y de gran impacto social en la población con mayores necesidades, que repercute en gran medida en su recuperación emocional y facilita su reintegro a la vida social y productiva.

Discusión

Utilizando conceptos básicos de electrónica y empleando elementos de fácil consecución en el mercado local a costos asequibles a la población discapacitada en general, es factible diseñar y construir prótesis que suplan de una forma adecuada la funcionalidad del miembro perdido, sin comprometer en lo absoluto factores imprescindibles en el desarrollo de tecnología biomédica como la calidad y la seguridad, y sin recurrir a estrategias complejas de procesamiento de señales.

Conclusión

El éxito de la adaptación de una prótesis mioeléctrica a un discapacitado depende en gran medida del estudio y análisis individual y pormenorizado de las características de sus potenciales *EMG*, siendo además necesario por parte del paciente un periodo de reacondicionamiento muscular, recuperación funcional de la actividad motora y aprendizaje de las propiedades y parámetros de control del miembro artificial.

Referencias

[1]MINISTERIO DE LA PROTECCIÓN SOCIAL, Internet site address: http://www.minproteccionsocial.gov.co/ visitado en 17/09/2003.

[2] CASTELLANOS, P., “Electromiografía”, in Electrofisiología Humana, México D.F.: Universidad Autónoma Metropolitana Press, pp. 265-225, 1997.

[3] DELSYS INCORPORATED, Surface Electromyography: Detection and Recording, 1996.

[4] SODERBERG, G., Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting, USA: U.S. Department of Health and Human Services, 1992.

DISPOSITIVO BASEADO EM ELETROOCULOGRAMA PARA AUXÍLIO DE DEFICIENTES FÍSICOS NA UTILIZAÇÃO DO COMPUTADOR

Rodolfo Enrique Ribeiro Baggio* e Valfredo Pilla Jr.*

* UNICENP/Curso de Engenharia da Computação, Curitiba, Brasil

e-mail: rodolfo.baggio@bol.com.br; vpilla@unicenp.br

Abstract*: *In this project we present a device for aid physically challenged people to use microcomputers. The base of this development is the signal called EOG (EletroOculoGraphy), that it consists of the difference of potential between the cornea and the retina where the heaves, horizontal and diagonal moviments of the eye can be registered way electrodes. This signal is submitted to a treatment, filtering of the signal and later to a processing using an algorithm that transforms the signal into control bits for a controller of mouse serial.

Key-words: EOG, eletrooculography, mouse, eye, prostetic devices.

Introdução

O projeto consiste em um dispositivo, ou aparelho capaz de auxiliar deficientes físicos especialmente deficiente motores, na utilização de computadores. Este dispositivo substitui o mouse, exercendo a mesma função dos movimentos no eixo horizontal e vertical por meio do cursor do mouse. Deficientes físicos, especificamente pessoas com deficiências motoras, possuem a necessidade de estarem aptos a exercer atividades que possam auxiliar seu próprio desenvolvimento. Para isso surge a pergunta, como fazer com que essas pessoas possam realizar tais tarefas?

Uma resposta é um equipamento que substitui o mouse convencional por um controle baseado no sinal eletro-oculográfico, ou seja, capaz de produzir os movimentos e ações do mouse através do movimento dos olhos. Este dispositivo envolve hardware e software e uma aplicação de teste, que pode ser utilizada para que usuários do equipamento sejam treinados em sua utilização. A principal vantagem deste dispositivo é a portabilidade que ele oferece, pois pode ser usado independentemente da plataforma, desde que no computador exista uma interface mouse serial para a instalação. A aplicação é uma calculadora básica de quatro operações que ocupa toda a tela do computador operada pelo cursor do mouse. Por meio de um conjunto de eletrodos instalados na face, amplificadores e um algoritmo de detecção, os sinais do EOG podem ser identificados, são eles: associado ao movimento na direção horizontal, nos sentidos dos olhos para esquerda e para direita e na direção vertical nos sentidos dos olhos para cima e para baixo. O equivalente ao "clique" do mouse é realizado automaticamente via software. O aparelho é ligado na interface serial de um PC substituindo diretamente o mouse convencional. Um algoritmo de processamento de sinais é usado para selecionar a direção de apontamento do cursor.

Materiais e Métodos

O projeto é dividido em módulos que serão descritos a seguir.

1. Módulo de aquisição do sinal EOG
2. Módulo de tratamento do sinal
3. Módulo de processamento do sinal
4. Módulo de interfaceamento com o PC
5. Módulo de software de treinamento

O Eletro-oculugrama (EOG)

A formação do dipolo entre a córnea e a retina onde, a córnea é pólo positivo e a retina é o pólo negativo juntamente com a rotação dos olhos é a base para a captura do sinal que é chamado de EOG. A formação do dipolo é dada pela transmissão do sinal entre as células que formam a retina juntamente com outros elementos que constituem o olho. A diferença de potencial está entre 0.4 – 1.0 mV [1] e é capturada por meio de eletrodos. A figura 1 mostra como se mensura o movimento horizontal do olho colocando um par de eletrodos ao lado dos olhos. Com o olho em descanso os eletrodos estão efetivamente com o mesmo potencial e não existe tensão sendo capturada.

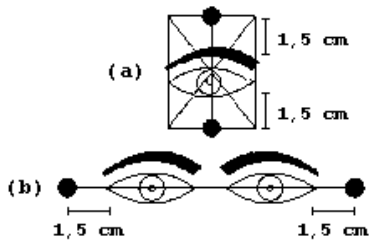


Figura 1. Posição (a) vertical (b) horizontal

A rotação do olho para a direita resulta em uma diferença de potencial, com o eletrodo na direção do movimento fica positivo em relação ao segundo

eletrodo. O efeito oposto resulta da movimentação para a direita.[2][3][6]

Equipamento Construído

Eletrodos fazem a captura do sinal transmitindo e por meio de cabos fixados em óculos para evitar que os eletrodos sejam puxados pelos cabos. A saída deste dispositivo é a saída serial do controlador do mouse que faz interfaceamento, ou seja, conversa com os *drivers* conforme o protocolo utilizado pelo chip de controle do mouse.



Figura 2. Equipamento construído

Eletrodos

O eletrodo é o transdutor para medir e capturar os sinais de potenciais elétricos do corpo humano ou biopotenciais. Ele é uma interface entre o corpo e o circuito que realiza a medição. Transforma a corrente iônica em corrente elétrica. Neste projeto a utilização deste transdutor faz com que os sinais iônicos gerados pelo movimento dos olhos, conhecido como sinal eletro-oculográfico, (EOG) sejam capturados e transformados em sinais elétricos e transmitidos para o circuito responsável pela amplificação, filtragem e processamento. Para isso utilizam-se amplificadores operacionais configurados especificamente para tais responsabilidades. O sinal posteriormente é submetido a um algoritmo de processamento de sinais para transformar o dado em informação, informação aqui tratada como movimento do cursor do mouse.

Um circuito faz a aquisição dos sinais por meio dos eletrodos fixados na face do indivíduo conforme a figura 1. A colocação dos eletrodos é considerada, pois uma má instalação afeta no funcionamento do circuito.

Os eletrodos devem estar bem fixados na face do indivíduo para eliminar alguns ruídos, e quando bem colocados eliminam um *offset* inicial.

Três modelos de eletrodos foram testados. Um dourado de 10mm de diâmetro com orifício central utilizado na captura de EEG (eletroencefalografia), e os outros dois autocolantes para captura de ECG (eletrocardiograma) um de prata e outro de prata/cloreto de prata. O eletrodo de prata/cloreto de prata foi o qual obtivemos os melhores resultados devido a instalação na face do usuário pois não precisam da utilização do eletrólito, pois a qualidade do eletrólito (gel) influencia consideravelmente na captura do sinal. Utiliza-se em conjunto com os cabos com jacarés na ponta para transmitir o sinal para os amplificadores. Os cabos são trançados para evitar ruídos de EMI.

A utilização prolongada dos eletrodos provoca o fenômeno chamado potencial de meia-célula [4], este prejudica o funcionamento do circuito provocando uma instabilidade no sinal, uma flutuação indesejada no sinal. Assim é necessário à troca de eletrodos a cada 1h30m, não esquecendo da limpeza do rosto a cada troca.

Aquisição

O circuito de aquisição consiste em um par de amplificadores de instrumentação onde cada um corresponde a um canal dos movimentos. Os amplificadores instrumentação e de ganho são alimentados com ± 5V, o amplificador de instrumentação é o INA128 (*Texas Instruments*), possui alto CMRR, ganho ajustável, ganho de 200 que é obtido através da equação abaixo, onde se estabelece o resistor RG que ajusta o ganho do amplificador.

$$G = 1 + \frac{50K}{RG}$$

Tratamento

Para limitar os sinais captados à banda de interesse para esta aplicação, foi acrescentado um filtro à cadeira de aquisição. É um filtro passa-baixas com freqüência de corte de 20 Hz e ganho igual a 22. O circuito apresentado na figura 3 é a configuração utilizada.

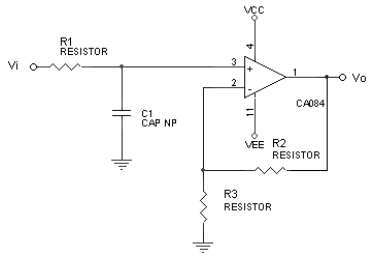


Figura 3. Módulo de filtragem (C1: 1uF; R1: 150K; R2: 150K; R3: 3,3M)

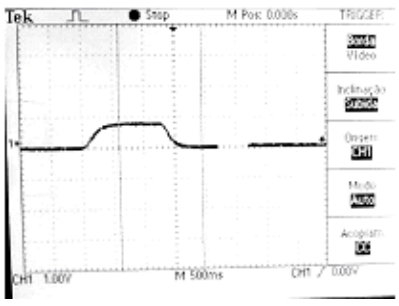


Figura 4. Sinal resultante do movimento dos olhos para direita com escala de 1V/Divisão e amostra 500ms

Para o ajuste de *offset* usamos um somador onde por meio de um potenciômetro de 50K ajusta o zero em

2,5V, assim resultando em um sinal que excursiona entre 0-5V com o zero em 2,5V. Implementado devido a configuração usada no A/D para trabalhar com valores de referencia na sua conversão entre GND e VCC da própria alimentação do microcontrolador.

Processamento

O microcontrolador utilizado modelo PIC16F877 (Microchip) possuí um conversor interno de 10 bits [5]. O algoritmo baseia-se na relação grau de movimento pela tensão gerada onde os valores de tensão resultantes da conversão A/D são submetidos à outra conversão para os bits de controle do circuito do mouse em tempo real (ms).

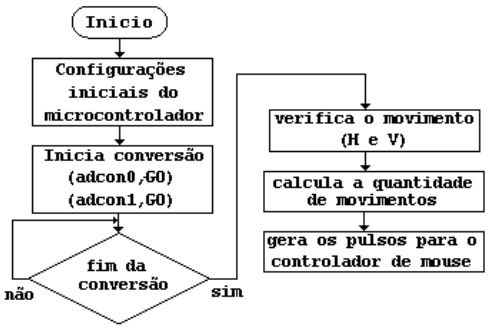


Figura 5. Fluxograma Geral

O A/D converte os dois canais (movimento horizontal e movimento vertical) gerando bits de controle baseados nas duas entradas, ou seja, existem duas entradas analógicas e quatro saídas digitais. O algoritmo recebe via portas do A/D, o valor de tensão correspondente ao movimento executado. Assim com os valores entre 0-255, tem-se o valor binário da conversão baseado na referência estabelecida no A/D, onde Vref(+) = +5v e Vref(-) = 0, que são os mesmos valores da alimentação do chip microcontrolador. O algoritmo faz quatro aquisições e divide por quatro, para ter uma média do valor, esse valor então é comparado ao último valor armazenado. Se houve variação positiva, ou seja, o novo valor é maior que o antigo significa que o movimento horizontal é para direita e no canal do movimento vertical para cima. Se a variação foi negativa o movimento é para esquerda ou para baixo.

Tabela 1. Lógica de Controle do m*ouse*

Movimento para direita, para cima		Movimento para esquerda, para baixo	
RD0/ RD2	RD1/R D3	RD0/R D2	RD1/R D3
1	1	0	1
0	1	1	1
1	0	0	0
0	0	1	0

O algoritmo executa a leitura dos canais de forma única, ou seja, um canal por vez é lido, calculado e executado. Com as variações são calculados quantos ciclos de movimentos serão executados, baseados na lógica de ativação dos bits conforme a tabela 1.

Interfaceamento

A implementação do módulo de interfaceamento consiste na adaptação de um circuito existente onde, as saídas dos pinos do microcontrolador, mencionada anteriormente são os bits de controle para as entradas do chip controlador do *mouse*.

Software de Treinamento

O aplicativo da calculadora que ocupa toda a área do monitor e o programa de treinamento dos movimentos foram desenvolvidos em linguagem C++ utilizando ambiente de desenvolvimento Borland C++ Builder. A interface com o usuário utiliza grandes botões que auxiliam na utilização considerando a não linearidade dos movimentos.

Resultados

Analisando cada módulo com o que fora proposto. Os módulos de aquisição e tratamento como esperado tem-se um sinal que excursiona entre +1,5V até +3,5V com zero centrado em +2,5V. Um sinal filtrado livre de ruídos que se estabiliza após a instalação do dispositivo, depois de ligado o circuito e instalados os eletrodos a estabilização ocorre por cerca de 1 minuto, só então pode se visualizar o comportamento do sinal, Constatando também anteriormente citado que a fadiga interfere no comportamento do sinal, bem como o tempo prolongado de utilização dos eletrodos. Assim tendo um sinal que pode ser submetido ao módulo de processamento, onde a conversão configurada no microcontrolador interpreta os movimentos e gera os pulsos de controle para o módulo de interfaceamento.

Com relação ao movimento do cursor do mouse obtivemos um movimento quase que relativo ao movimento dos olhos, porém com uma oscilação do cursor, ou seja, ele fica mesmo fixado em um ponto se movimentando nas direções, essa oscilação é de cerca 1cm para cada direção. O clique é implementado via software utilizando APIs do Windows, onde após 3 segundos efetua o clique caso não ocorra nenhuma variação do ponto onde se está olhando considerando os limites de oscilação, variando até 1 cm, cerca de 40 *pixels*.

Discussão

A fase que demandou maior esforço de desenvolvimento foi a de tratamento do sinal, pois o EOG é um sinal instável e realmente a fadiga, luz e outras propriedades afetam o comportamento do sinal.

A utilização de eletrodos de melhor qualidade deve ser considerada, analisando a condutividade e fixação, bem como sua perfeita instalação evitando outros tipos de interferências e instabilidade do sinal. A instalação perfeita evita que o sinal flutue conforme descrito em potencial de meia-célula.

Por ser específico a deficientes motores é necessário o acompanhamento de um responsável para instalação do equipamento, considerando desde a limpeza da face, colocação dos eletrodos até a inicialização do computador e do software de treinamento. Sendo assim a utilização do equipamento por deficientes físicos realmente não foi testada. Então estes testes devem ser realizados com deficientes para que possam ser medidos resultados do tipo de nível de satisfação do usuário, facilidades ou dificuldades na adaptação ao dispositivo, para que o retorno possa realimentar o desenvolvimento do projeto. Esse feedback da utilização do equipamento por deficientes deveria ser observado na fase de desenvolvimento, portanto a equipe deveria ser formada por deficientes e desenvolvedores fazendo por alguns dias para obter um padrão do sinal, analisando seu comportamento padrão variado dia-a-dia/pessoa-a-pessoa. O equipamento é um dispositivo que visa facilitar o uso do computador por um deficiente físico, porém a resposta se o equipamento facilitou ou não a utilização deve ser baseada no que os próprios deficientes tem a dizer a respeito.

Conclusão

O trabalho com sinais de biopotenciais é muito suscetível a ruídos e interferências, como a faixa de freqüência do sinal EOG está entre 0-10Hz. Geralmente os ruídos e interferências são de uma faixa de freqüência muitas vezes maior o que necessita a utilização de filtros. Neste projeto os filtros são de uma baixa ordem e o nível de tensão capturado é muito pequeno existe a necessidade de utilizar amplificadores resultando em um circuito analógico pequeno e relativamente fácil de ser implementado. Fatores, como a questão dos movimentos sacádicos não foi observada na análise do sinal assim não afetando o funcionamento do circuito.

O uso destes componentes faz do dispositivo um diferencial, pois ele usa tecnologias sedimentadas no mercado, como o chip controlador de mouse e os *drivers* que conversam com os protocolos existentes. O módulo de interfaceamento consiste no próprio circuito controlador de mouse, facilitando o desenvolvimento e o envio das informações necessárias para a realização do movimento do cursor do mouse. Assim, formando um dispositivo que mescla a eletrônica analógica da análise e tratamento do sinal com a eletrônica digital que conversa com o microcomputador interpretando o sinal gerando as informações necessárias para controle do cursor.

A implementação das outras ações do mouse, duplo clique, seleção, clique com botão esquerdo, arrastar e soltar, são trabalhos futuros que podem ser desenvolvidos visando à completa utilização do computador.

Referências

[1] MALMIVUO, Jaakko, PLONSEY, Robert. Bioelecromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fiels. New York: Oxford University Press, 1995.

[2] YOUNG, L.R. Young and D. Sheena, "Survey of eyemovement recording methods", Behavioral Research Methods and Instrumentation, Vol. 7, No. 5, 1975. pp. 397-429.

[3] BRONZINO, J.D. (editor-in-chief) The Biomedical Engineering Handbook. CRC Press/IEEE Press, Boca Raton, 1995.

[4] WEBSTER, John G. (Ed.). Medical Instrumentation: Aplication and Design, 3rd edition. New York: John Wiley & Sons, 1998.

[5] SOUZA, David José de. Conectando o PIC - Explorando Recursos Avançados 1ª. Edição Revisão 3. J.J. Carol Editora Perdizes – SP, 2002.

[6] ADINSTRUMENTS,. “Human Electro-Ocuolography”. ADInstruments. (http://www.adinstruments.com/teaching/tmats/tnotes/INB11b_Human_EOG.pdf), acessado em 13/01/2003.

SISTEMA HARDWARE DE DIAGNÓSTICO DE FIBRILACIÓN VENTRICULAR EN TIEMPO REAL MEDIANTE MÉTODOS DE ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA

A. Rosado-Muñoz*, J. Guerrero-Martínez*, M. Bataller-Mompeán* y J.M. Rondina**

* Universidad de Valencia, Departamento de Ing. Electrónica. Valencia. España.
** Universidade Estadual de Campinas, Departamento de Neurologia. Campinas. Brasil.

e-mail: Alfredo.Rosado@uv.es

Abstract: Nowadays, our society has to face different diseases related to cardiac pathologies, which become more and more common. This is due to the daily life habits, increasing the risk of suffering cardiac problems such as heart attack which could lead to death. One of the most critical heart disease is the Ventricular Fibrillation, very often, it appears suddenly, and it is necessary to stop its evolution as soon as possible, otherwise, death might arise. This work describes a real-time monitoring system for ventricular fibrillation detection based on new signal processing methods such as time-frequency distributions (Pseudo Wigner-Ville in this case). It has been developed new algorithms, and implemented in a real-time detection system.

***Palabras clave*: Ventricular Fibrillation, time-frequency, pseudo Wigner-Ville, real-time detection system.**

Introducción

La muerte súbita en personas que no han mostrado signos de ninguna patología cardiaca anterior sigue siendo una causa de muerte bastante común, sin que todavía se tenga demasiado claras las causas iniciales que las provocan. Análisis forenses han demostrado que el tejido miocárdico sufre graves alteraciones en la mayoría de los casos de muerte súbita con lo que, junto con otras exclusiones realizadas, se llega a la conclusión de que la causa de la muerte en estos casos es de origen cardiaco. Anualmente, este hecho produce un alto número de muertes en todo el mundo, y aunque no se dispone de datos a nivel mundial, sólo en Europa y Estados Unidos esta enfermedad causa entre 800.000 y 900.000 muertes cada año (del 0.1% al 0.2% de la población). Este trabajo pretende realizar un estudio acerca de las características cardiacas que esta patología produce, para intentar diagnosticar la aparición de un ataque cardiaco que pueda degenerar en muerte súbita.

Entre los procesos que llevan a la muerte súbita, uno de los más comunes y fulminantes es el de la fibrilación ventricular (FV) [1,2], ya que si no se detiene en sus etapas más tempranas, el proceso degenerativo se vuelve irreversible, ya que se pierde el latido rítmico y se crean pequeñas zonas de tejido que se estimulan sin seguir el ritmo marcado por el sistema coordinador (nodo sino-auricular), con lo que el corazón pierde la capacidad de bombear sangre y en pocos minutos sobreviene la muerte.

Actualmente existen sistemas capaces de detectar la aparición de fibrilación ventricular (FV) a través de la implantación de un desfibrilador cardiaco que actúa en el caso de que se detecte peligro para la vida del paciente, aplicando una descarga eléctrica que reorganiza la estimulación del tejido cardiaco. Pero este método únicamente es aplicable en pacientes con antecedentes cardiacos a los que debido a su alto riesgo de aparición de complicaciones, se opta por la realización de una intervención quirúrgica para el implante de este pequeño aparato electrónico que probablemente le salve la vida en determinadas ocasiones, puesto que el paciente puede realizar una actividad normal y el desfibrilador se encarga de mantener los latidos rítmicos del corazón.

En cambio, existe un porcentaje mayor de personas que acaban padeciendo muerte súbita y que nunca habían sufrido alteraciones cardiacas. Los estudios realizados en este trabajo pretenden aportar mayores niveles de seguridad en la detección externa de la fibrilación ventricular mediante electrodos adheridos a la piel del paciente y conectados a un electrocardiógrafo que registra su señal cardiaca. Esta señal es llevada a un sistema de decisión desarrollado como parte de este trabajo que analiza la señal cardiaca, y basándose en sus características, permite proporcionar un diagnóstico acerca del estado del paciente, avisando inmediatamente en el caso de detectar una anomalía; incluso cabe la posibilidad de poder actuar de forma autónoma aplicando una descarga al paciente si la presencia de fibrilación ventricular es totalmente segura.

Método de detección.

El sistema de detección está pensado para ser aplicado en unidades hospitalarias donde el paciente se encuentra monitorizado debido a posibles molestias o síntomas que aconsejen su monitorización, por ejemplo, unidades de cuidados intensivos, ya que se considera que un paciente sufre muerte súbita si ésta se produce dentro de las 6 u 8 horas siguientes a la aparición de los primeros síntomas, con lo que se dispone de un pequeño

margen de maniobrabilidad siempre que el paciente acuda a los servicios médicos con suficiente antelación.

Inicialmente, este sistema de detección se encontraría instalado en un ordenador PC encargado de recibir la señal cardiaca del electrocardiógrafo y realizar los cálculos necesarios sobre ella para poder discriminar la presencia de fibrilación ventricular. Hasta la fecha, pocos estudios se han realizado sobre este tema debido a la alta irregularidad de la señal y la imposibilidad de obtener un patrón determinado, por lo que no resulta fácil diferenciarla de otras patologías. Por otro lado, su detección externa resulta bastante complicada ya que la presencia de ruido provocado por agentes externos al corazón como la respiración, movimientos del paciente, presencia de otros aparatos que generan ruido eléctrico, etc., contamina la señal útil, pudiendo enmascarar la presencia de ciertas patologías, y en cualquier caso, alterando la señal cardiaca original.

Otros estudios han realizado una aproximación al problema a través de diferentes tipos de análisis sobre la señal adquirida, consistentes en obtener características en el dominio del tiempo o bien en el dominio de la frecuencia, pero tomando cada uno de ellos por separado. La aproximación que se propone en este caso es la aplicación de un sistema de tratamiento de la señal llamado "análisis tiempo-frecuencia" [3,4], aplicado en muy diversos campos tales como comunicaciones, sismología, análisis de voz, medicina (señales de ultrasonidos y eléctricas) y otros muchos. Con este tipo de distribuciones, se obtienen de forma simultánea tanto la evolución de la señal a lo largo del tiempo como las componentes frecuenciales que contiene, así, se puede obtener un análisis dinámico en frecuencia, ya que con los métodos espectrales anteriores (transformada de Fourier), sólo se podía analizar en el dominio de la frecuencia un segmento temporal concreto sin información acerca de cuándo han ocurrido cada una de las componentes que se muestran en la representación. De forma simplificada, las representaciones tiempo-frecuencia proporcionan una imagen tridimensional en la que a cada punto se le asigna un valor de energía dependiendo de su nivel de contribución en la señal analizada, disponiendo de información acerca de la evolución tanto temporal como espectral de la señal analizada en una sola representación.

Para hacernos una idea del comportamiento que tiene cada uno de los métodos descritos, la figura 1 muestra la representación temporal (recuadro superior), espectral (recuadro izquierdo) y tiempo-frecuencia (recuadro principal) correspondiente a un segmento de señal de una señal cardiaca normal y una señal cardiaca afectada de Fibrilación Ventricular.

Apesar de que como ya se ha dicho anteriormente la señal cardiaca de fibrilación ventricular es muy irregular, posee algunas características que permite diferenciarla del resto, sobre todo de las situaciones cardiacas normales que no conllevan riesgo para el paciente.

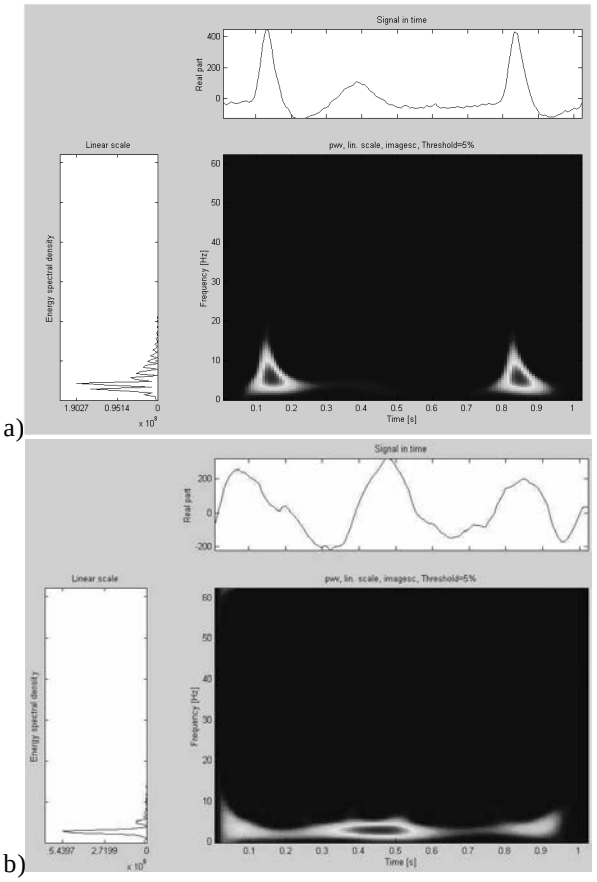


Figura 1: Representaciones, temporal (arriba), frecuencial (izquierda) y tiempo-frecuencia (centro) correspondiente a la señal cardiaca de un paciente sin patología cardiaca aparente (a), y un paciente con Fibrilación Ventricular (b).

Basados en la representación tiempo-frecuencia, se extraen determinados parámetros [5] que muestren una fuerte variación dependiendo del estado del paciente, con lo que tras una clasificación previa, se indicará si una determinada patología está presente. Además, dado que un único parámetro no suele proporcionar toda la información necesaria, se construye un algoritmo de detección que mediante la combinación de diferentes parámetros que toman valores que exceden unos umbrales fijados para la clasificación dentro de una clase de patología, se consigue generar un criterio automático de diagnóstico [6,7]. Los mayores problemas residen en las etapas previas a la aparición de fibrilación ventricular (taquicardia ventricular y flutter ventricular), ya que la señal es similar en determinados tramos y puede llevar a la confusión en la clasificación del algoritmo de diagnóstico. Para apreciar cómo se diferencia una señal cardiaca normal de una fibrilante, la figura 1b muestra una señal de fibrilación y cómo se traduce en cambios de la señal en los dominios temporal, frecuencial y espectro-temporal.

Por otra parte, existen múltiples tipos de representaciones con diferentes propiedades, por lo que no todas serán convenientes a la hora de detectar fibrilación ventricular. Un estudio previo del comportamiento de las señales de fibrilación para dichas representaciones muestra que debido a las propiedades

intrínsecas de algunas de ellas, generan una gran cantidad de interferencias, por lo que no resultan viables, en cambio, una buena definición de las características es proporcionada por diferentes representaciones que son las que se han elegido para el estudio posterior de parámetros. Otro aspecto importante a tener en cuenta a la hora de realizar un detección de fibrilación en tiempo real es el coste computacional que el cálculo de estas representaciones supone, ya que para obtenerlas es necesario un tratamiento matemático intensivo que puede llevar a una demora importante a la hora de obtener un diagnóstico, así, además de cumplir unas propiedades que favorezcan el diagnóstico, se debe procurar que su coste computacional no sea elevado, para ello, en paralelo se han realizado pruebas para tomar un tipo de representación como la más apropiada que equilibre unas buenas propiedades con un coste computacional no muy elevado, ya que normalmente ambos conceptos no van aparejados. Finalmente, se ha decidido que una de las más apropiadas es la representación de Pseudo Wigner-Ville, aunque el programa de diagnóstico permite seleccionar entre cuatro tipos diferentes (Short Time Fourier Transform, Spectrogram, Wigner-Ville y Pseudo Wigner-Ville).

Inicialmente se realizaron análisis basados en señales cardiacas obtenidas de bases de datos de uso generalizado como son las de la AHA (American Heart Association) y MIT (Massachussetts Institute of Technology), que han servido de base para desarrollar los algoritmos de detección. Para calificar la bondad de estos algoritmos, dos parámetros son utilizados, la sensibilidad y la especificidad, el primero da idea del porcentaje de buenas detecciones que realiza cuando realmente existe fibrilación (los ficheros cuentan con anotaciones que indican el tipo de patología que se produce en cada momento), y el segundo nos indica el porcentaje de veces que detecta cuando debe, es decir, nos dice el porcentaje de veces que se equivoca. Los datos disponibles nos muestran el estado de un paciente monitorizado durante media hora aproximadamente, donde en determinados momentos se ha podido registrar cómo entra en un estado patológico de fibrilación o taquicardia ventricular, lo cual se aprovecha para analizar el cambio en los parámetros analizados y avisar del cambio que se ha producido en el paciente. Hasta el momento, los estudios proporcionan valores de entre el 83% y 99% para la especificidad y entre el 83% y 96% para la sensibilidad en un total de 30 pacientes diferentes que presentan alteraciones relacionadas con fibrilación ventricular y muerte súbita. Además, para más de 10 pacientes de control, la especificidad no ha bajado del 90% en ningún caso

Sistema hardware de diagnóstico

Seguidamente, una vez conseguido un algoritmo clasificador, se desarrolló su implementación sobre un sistema hardware basado en un ordenador portátil PC con tarjeta de adquisición PCMCIA programada para la adquisición de la señal proporcionada por el electrocardiógrafo conectado al paciente, y una vez adquirida, mediante programación software realizada en lenguaje C de alto nivel, se obtiene la representación tiempo-frecuencia y se calculan los parámetros necesarios para la obtención del diagnóstico. La figura 2 muestra una imagen del sistema de adquisición empleado para conectarlo al PC que actúa de intermediario entre el electrocardiógrafo. El entorno software (figura 3) proporciona un diagnóstico que se actualiza cada segundo, por lo que la detección de una patología grave resulta prácticamente inmediata, permitiendo al equipo médico un intervalo mayor de confianza para poder recuperar el estado normal del paciente.



Figura 2: Sistema de adquisición de señales cardiacas sobre ordenador portátil PC para realizar diagnóstico en tiempo real.

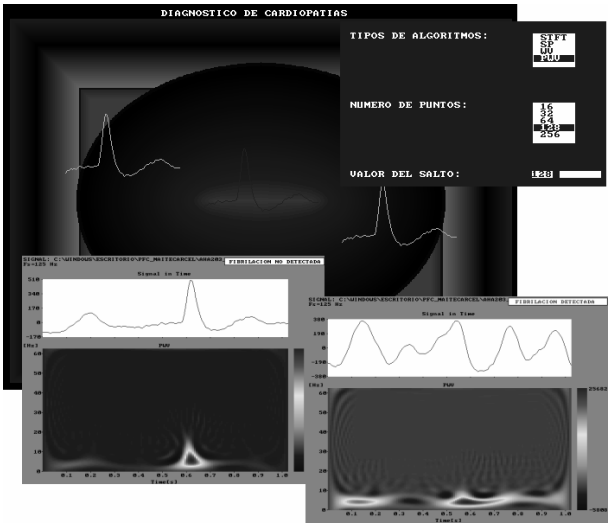


Figura 3: Pantallas de entrada, selección de parámetros y diagnóstico del software de detección en tiempo real.

Resultados y Discusión

Respecto de los resultados de bondad obtenidos por el algoritmo, anteriormente se han descrito los valores de sensibilidad y especificidad obtenidos, lo que resalta los buenos resultados de detección de FV y discriminación de la misma frente a otras patologías.

El desarrollo del sistema hardware ha supuesto la programación de los algoritmos en lenguaje C, originalmente probados en Matlab, desarrollando

diversas funciones que permiten disponer actualmente de una librería de funciones en C de tratamiento de la señal con algoritmos tiempo-frecuencia.

Hasta el momento sólo se ha desarrollado el sistema completo para la detección de FV, aunque se está considerando la posibilidad de incorporar la detección de otras patologías, aunque el incremento de la potencia de cálculo necesaria haría necesario el uso de computadores más potentes. Por el contrario, no se ha considerado la inclusión de la detección de patologías habitualmente incorporadas por los sistemas de análisis cardiacos comerciales, ya que este sistema no pretende ir destinado a su sustitución, sino a complementarlos.

Conclusión

Como principal conclusión se debe remarcar la posibilidad para los centros de asistencia sanitaria de disponer de un sistema de análisis y detección de FV en tiempo real sin necesidad de disponer de un complejo sistema especializado de alto coste económico.

Se han desarrollado nuevas técnicas de detección de FV basadas en algoritmos tiempo-frecuencia capaces de ser ejecutadas en tiempo real sin necesidad de computadores altamente sofisticados (un computador Pentium MMX sería capaz de realizar el procesado en tiempo real).

El software, desarrollado en lenguaje C, permite su compilación para diferentes sistemas operativos y plataformas, por lo que es fácilmente utilizable por una gran variedad de usuarios.

La señal de ECG se obtiene a través de un electrocardiógrafo estándar, por lo que además de los análisis habituales a los que se somete un paciente se puede estar realizando este tipo de diagnóstico sin que ello suponga una mayor complejidad o incomodidad para el paciente.

Agradecimientos

Agradecimientos: Al Hospital General Universitario de Valencia, especialmente al Dr. Javier Chorro Gascó por su ayuda y predisposición a colaborar en el desarrollo del sistema presentado en este trabajo.

Referencias

[1] HERBSCHLEB JN, HEETHAAR RM, VAN DE TWEEL I, ZIMMERMAN ANE, MEIJLER FL. “Signal Analysis of ventricular fibrillation”. Proc. of Computers in Cardiology. 1979; pp: 49-54.

[2] McFARLANE PW, VEITCH TD. “Comprehensive Electrocardiology. Theory and practice in Health and Disease”. USA: Pergamon Press. 1989.

[3] COHEN L. “Time Frequency Analysis”. USA: Prentice Hall Signal Processing Series. 1995.

[4] AKAY M. “Time-frequency and Wavelets in Biomedical Signal Processing”. USA: IEEE Press. 1998.

[5] ROSADO A, SERRANO A, MARTÍNEZ M, SORIA E, CALPE J, BATALLER M. “Detailed study of time-frequency parameters for Ventricular Fibrillation detection”. Fifth Conference of the European Society for Engineering and Medicine. ESEM ’99. 1999; 379-380.

[6] ROSADO A, GUERRERO J, BATALLER M, CHORRO J. "Fast Non-invasive Ventricular Fibrillation detection method using Pseudo Wigner-Ville distribution". CinC (Computers in Cardiology). Rotterdam, Holanda. 23-26 September 2001. vol. 28. pp. 237-240.

[7] ROSADO A, GUERRERO J, BATALLER M, SERRANO A, CHORRO J, MARTÍNEZ M, SORIA E. "Método no invasivo de detección de fibrilación ventricular mediante análisis tiempo-frecuencia". Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica. Marzo 2002. vol XXIII, num 1. pp 16-26.

DESENVOLVIMENTO DE SENSORES À CORDA VIBRANTE: APLICAÇÕES EM ENGENHARIA DE REABILITAÇÃO

T. I. Silva* e A. A. de Carvalho*

*UNESP/Departamento de Engenharia Elétrica, Ilha Solteira, Brasil

e-mail: tysilva@dee.feis.unesp.br

Abstract: This work describes the development of a vibrating wire sensor and two different signal conditioning circuits for this sensor. It was built in hard aluminum, with steel wire and exciting/sensitive coil. One of the digital circuits was implemented with FPGA devices and the another one with microcontrollers. The sensor response was linear in the range from 0 to 250 N, it presented resolution of 1 N, accuracy of 99.9%, and maximum hysteresis of 6.5%. The sensor dynamic range is adequate for use in a biomedical dynamometer and in a canadian crutch, if the paraplegic weight is lower than 80 kg. The technology developed in the implementation of this sensor and its signal conditioning circuits can be very useful in Rehabilitation Engineering.

***Palavras Chaves*: Corda Vibrante, Sensor, Reabilitação, FPGA, Microcontrolador.**

Introdução

O sensor de corda vibrante pode ser utilizado para medir força, deslocamento, torque, pressão, com grande precisão e confiabilidade [1]. Sendo um sensor de grande robustez, longa vida útil e de fácil instalação, é largamente empregado em barragens, minas e escavações, estruturas prediais, entre outras [1].

Neste projeto, implementou-se um sensor à corda vibrante e dois circuitos de condicionamento de sinais, visando aplicações em Engenharia de Reabilitação. O sensor possui estrutura de dura-alumínio e constitui o principal componente de um dinamômetro projetado para medir a soma das forças exercidas pelos dedos das mãos e de uma muleta do tipo canadense, idealizada para medir as forças exercidas pelos membros superiores de pacientes paraplégicos.

O circuito de condicionamento e aquisição de sinais consiste em uma parte analógica (amplificador e filtro) e uma digital (medidor de freqüência), que foi implementada com dispositivos lógicos programáveis - FPGA e com microcontroladores - MCU.

Materiais e Métodos

O princípio de funcionamento do sensor à corda vibrante é o comportamento de uma corda tensionada cuja freqüência natural de oscilação é dada por (1):

$$f = \frac{1}{2L}\left(\frac{T}{\rho}\right)^{1/2} \quad (1)$$

sendo L o comprimento da corda, ρ a sua massa por unidade de comprimento e T a força que a tenciona [2].

Com a variação de um dos três parâmetros (T, ρ ou L) haverá alteração na freqüência f de oscilação. Esta alteração pode ser "sentida" por um circuito magnético instalado próximo da corda, constituído por uma bobina sensora. Neste projeto faz-se a variação de T.

O diagrama do sistema completo é ilustrado na Figura 1. O sistema é constituído por uma bobina sensora, um amplificador, um filtro de 8ª ordem, um Schmitt Trigger e por um sistema de controle (o microcontrolador ou o FPGA). Observa-se que ao lado de cada estágio está representada a forma de onda em sua saída.

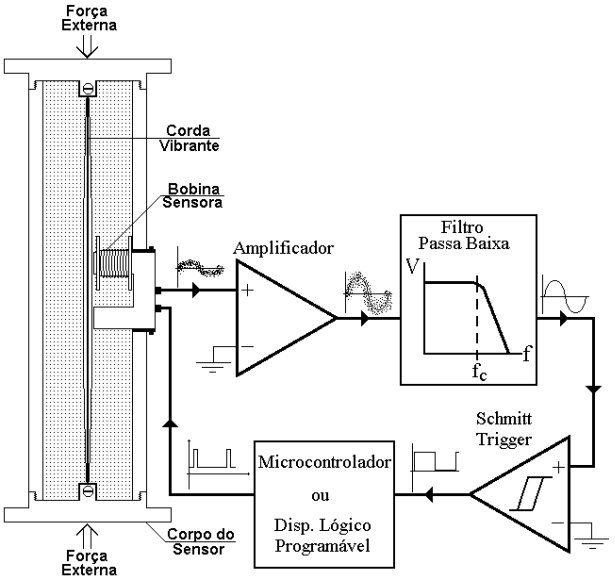


Figura 1: O Sensor à corda vibrante e o seu sistema de condicionamento de sinal.

A corda, em seu movimento oscilatório, com uma pequena porção polarizada, produz um campo magnético variável na bobina sensora, onde é induzida uma tensão. Este pequeno sinal elétrico possui a mesma freqüência de oscilação da corda.

No sistema de aquisição com dispositivos lógicos programáveis, utilizou-se o ambiente Altera, que dispõe de um módulo didático para implementações práticas, com o componente da família FLEX 10K [3]. Este sistema foi empregado para implementar um freqüencímetro. O princípio utilizado para a medição da freqüência com o dispositivo FPGA está ilustrado na Figura 2.

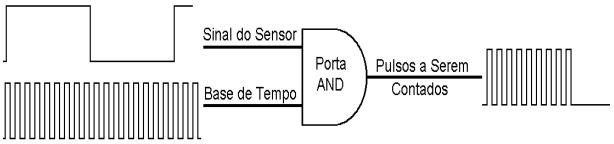


Figura 2: Geração dos pulsos a serem contados.

Devido a ruídos e pequenas variações no sinal do sensor, foi introduzido um bloco para extração da média dos 16 resultados medidos.

No sistema de aquisição implementado com microcontrolador, utilizou-se o PIC18C452 da Microchip, e seu programa monitor foi implementado e compilado no ambiente MPLAB IDE, também da Microchip [3].

A leitura do sinal foi realizada com a utilização de interrupções externas e um relógio de 16 bits (*Timer1*). O MCU, após ser configurado, aguarda uma borda de subida em um pino específico, acionando a interrupção. Esta interrupção chama uma subrotina que zera e liga o *timer*, iniciando a contagem de ciclos internos.

Retornando desta sub-rotina requerida pela interrupção, o MCU aguarda uma segunda borda de subida. Quando esta interrupção ocorre, uma subrotina é acionada, e desliga o *timer*, finalizando a contagem de ciclos.

Fazendo uma analogia com a lógica empregada no dispositivo FPGA, a operação AND entre o sinal do sensor e os pulsos da base de tempo, conforme a Figura 2, é realizada através das duas interrupções. Os pulsos da base de tempo são os ciclos internos contados pelo *timer*. Esta lógica está ilustrada na Figura 3.

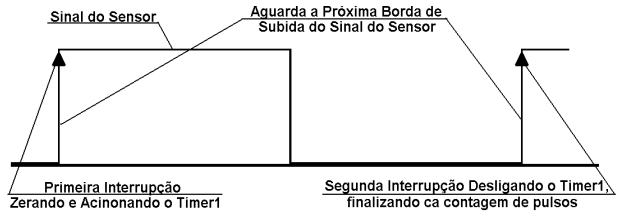


Figura 3: Ilustração das bordas de subida acionando duas interrupções no microcontrolador.

Todas as operações realizadas pelo microcontrolador estão ilustradas no fluxograma da Figura 4. O programa possui várias subrotinas. Ao final da execução de cada subrotina, o microcontrolador retorna à rotina principal, que decide qual a próxima sub-rotina a ser chamada (setas cheias na Figura 4).

A lógica que o programa segue é uma seqüência de sub-rotinas para ler, formatar e apresentar a contagem de ciclos internos do MCU (setas tracejadas da Figura 4). Esta seqüência é praticamente idêntica à utilizada no dispositivo FPGA.

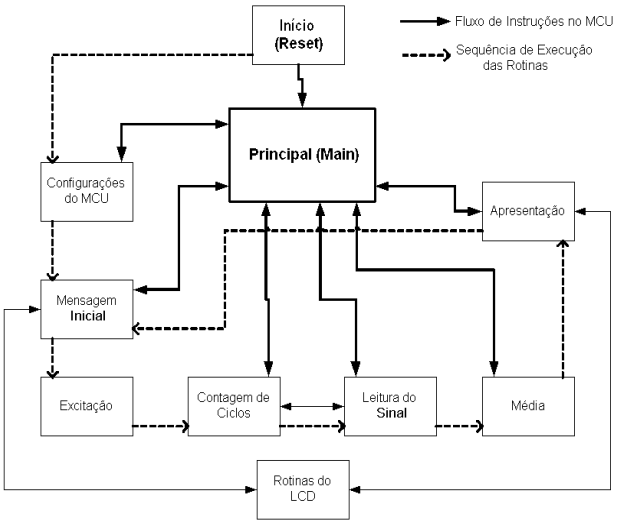


Figura 4: Fluxograma do programa implementado no MCU.

Um diferencial entre o sistema implementado no MCU e o implementado com FPGA é que o MCU faz a contagem de um período inteiro, enquanto o FPGA faz a contagem de pulsos em meio período (parte alta do período). Por isso, o FPGA é capaz de realizar uma leitura a cada ciclo do sinal do sensor, enquanto que o MCU realiza uma leitura a cada dois ciclos [3].

As medições com o sensor foram realizadas com o auxílio de pesos conhecidos. O sensor foi fixado em uma estrutura rígida, os programas respectivos foram carregados nos dispositivos.

Realizou-se testes aplicando-se forças de tração sobre o sensor. Utilizou-se corpos de 1kg, realizando o carregamento e o descarregamento do sensor. As massas foram aferidas em uma balança eletrônica (Metter, Modelo T5N). Os resultados são apresentados nos *displays*, e a freqüência de vibração da corda é obtida a partir desta contagem.

Para a medição da repetibilidade realizou-se oito medições para o mesmo valor de força (78,5 N), e a partir desses resultados calculou-se a precisão do sensor. Realizou-se também testes com indivíduos, utilizando um dinamômetro de referência [4] acoplado ao sensor à corda vibrante.

O dinamômetro desenvolvido consiste de duas hastes (1 e 2) suportadas em uma base. O sensor foi inserido entre a garra 2 e a haste 2, por meio de engates móveis (girantes). A garra 1 foi engastada na haste 1. O paciente exerce força de forma a aproximar as garras, aplicando um esforço longitudinal sobre o sensor, sem a influência de momentos fletores. A Figura 5 ilustra uma idealização do dinamômetro.

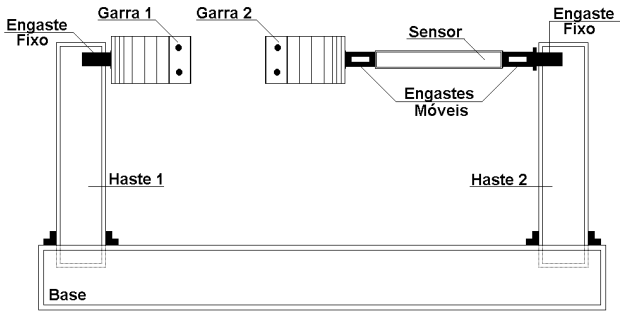


Figura 5: Ilustração simples do dinamômetro.

Com a muleta (tipo canadense, de duralumínio), com um sensor à corda vibrante (Figura 6), pode-se medir e monitorar os esforços normais exercidos pelos membros superiores de pacientes sobre muletas, durante uma marcha.

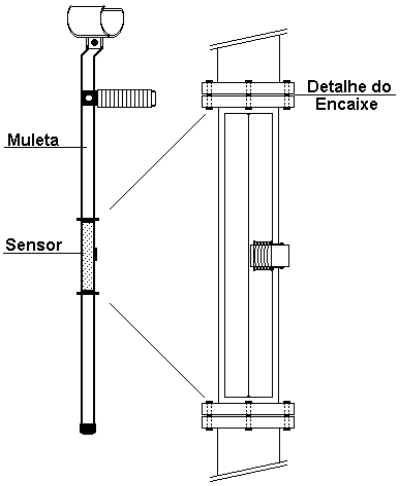


Figura 6: Muleta com sensor à corda vibrante.

Resultados e Discussão

De acordo com a expressão (1), pode-se simular o comportamento do sensor quando submetido a uma força externa. Com as especificações de construção do sensor obtém-se o gráfico da Figura 7, na qual Ten5, Ten6, Ten7, Ten8, Ten9 e Ten10 indicam força inicial, aplicada na corda, respectivamente, de 5, 6, 7, 8, 9 e 10 N. Com a modificação da tensão inicial aplicada sobre a corda, durante a montagem do sensor, obtém-se uma família de curvas parametrizadas com a compressão do sensor, que são mostradas na Figura 7.

Nota-se que, apesar da expressão (1) ter comportamento exponencial, verifica-se uma ótima linearidade na faixa de força utilizada, devido aos materiais utilizados na construção do sensor.

Na Figura 8 apresenta-se a curva de calibração do sensor, onde foram aplicadas forças de 0 a 250 N utilizando o FPGA. As forças aplicadas no sensor foram de tração. Durante a montagem do sensor, aplicou-se uma força inicial sobre a corda próxima de 11 N. As retas de carga e descarga da Figura 8 apresentam as seguintes equações:

$$\text{Freqüência}_{car} = 986{,}3 + 0{,}08 \cdot \text{Força (Hz)} \quad (2)$$

$$\text{Freqüência}_{desc} = 985{,}8 + 0{,}08 \cdot \text{Força (Hz)} \quad (3)$$

Os coeficientes de correlação linear das curvas de carga e descarga são 0,997 e 0,996, respectivamente. Constata-se a linearidade da resposta do sensor e uma histerese, cujo valor máximo é de 6,5 %.

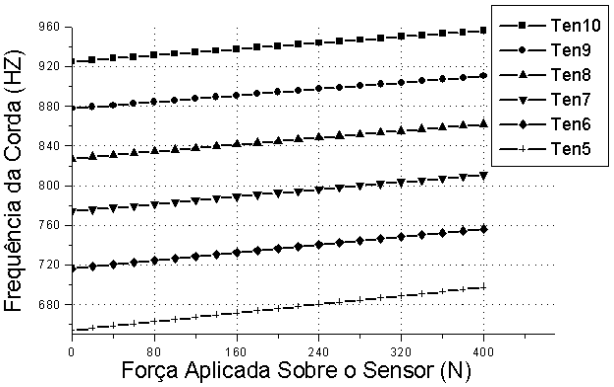


Figura 7: Simulação do sensor com aplicação de força externa, e com variação da força inicial aplicada sobre a corda.

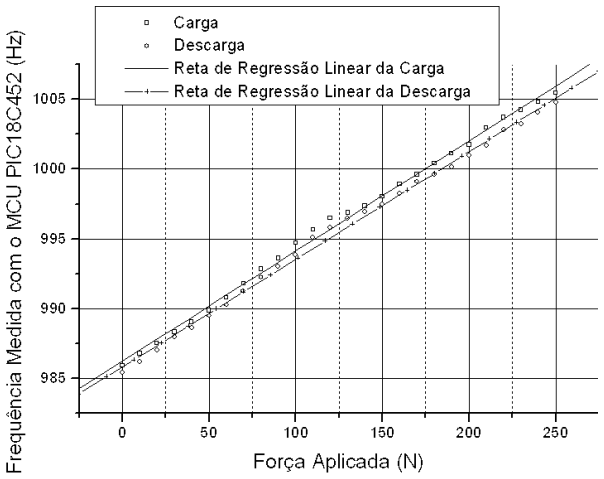


Figura 8: Aplicação de força de 0–250 N com o FPGA.

Na Figura 9 apresenta-se a curva de calibração do sensor, no qual se aplicou uma força inicial sobre a corda de aproximadamente 8 N. Foram aplicadas forças de 0 a 250 N utilizando o MCU. As forças aplicadas no sensor foram de tração. As retas de carga e descarga, da Figura 9, apresentam as seguintes equações:

$$\text{Freqüência}_{car} = 837{,}2 + 0{,}09 \cdot \text{Força (Hz)} \quad (4)$$

$$\text{Freqüência}_{desc} = 835{,}8 + 0{,}10 \cdot \text{Força (Hz)} \quad (5)$$

Os coeficientes de correlação linear das curvas de carga e descarga apresentaram valor de 0,999. O sensor apresentou resposta linear e histerese inferior a 6%.

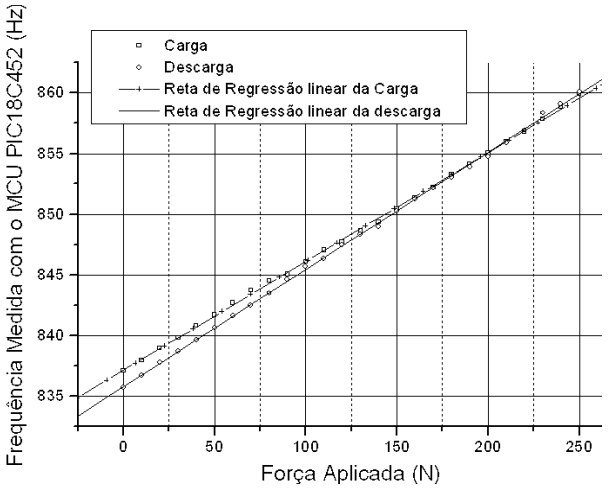


Figura 9: Aplicação de Força de 0–250 N com o MCU.

A Figura 10 mostra a repetibilidade do sensor em 8 medições com a mesma força. O valor de carga adotado foi de 78,5 N. A precisão é muito boa, com valor superior a 99,9%.

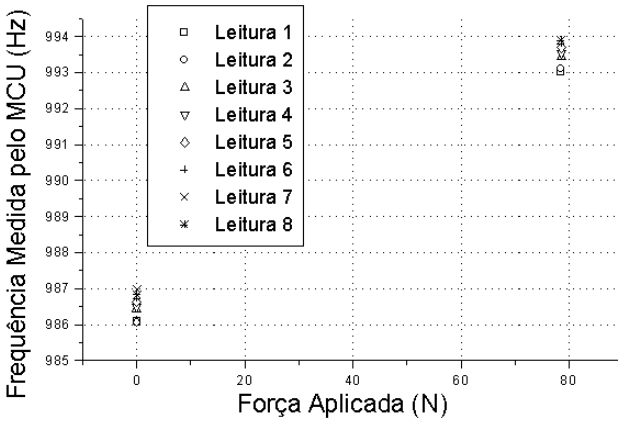


Figura 10: Teste de Repetibilidade do Sensor (78,5 N).

Foram realizados testes com 10 indivíduos, voluntários do Laboratório de Sensores. Nestas medições, uma célula de carga com *strain gages* metálicos foi utilizada como referência [4], conforme ilustrado na Figura 11. Os resultados estão na Tabela 1, com uma discrepância inferior a 5 N, que pode ser atribuída ao sistema mecânico implementado para o paciente aplicar força simultaneamente nos dois dinamômetros.

Conclusão

Foi implementado um sensor a corda vibrante, para utilização em um dinamômetro biomédico e em uma muleta canadense, e dois diferentes circuitos de condicionamento de sinais para o sensor.

A faixa dinâmica do sensor construído é de 250 N. Esta faixa é adequada tanto para o dinamômetro como para a muleta, desde que o paciente não pese mais que 80 kg. Deve-se ressaltar que este foi o primeiro trabalho no qual se utilizou o sensor a corda vibrante em aplicações biomédicas, nas quais as forças medidas são de baixa intensidade.

Tabela 1: Resultados com Indivíduos.

Paciente	01	02	03	04	05	06	07	08	09	10
Din 1* (N)	37,2	65,8	76,9	13,4	49,8	21,1	54,5	41,9	43,9	29,2
Din 2** (N)	33,7	61,7	73,0	11,9	51,0	19,2	49,7	41,0	39,7	25,8
Diferença (N)	3,5	4,1	3,9	1,5	1,3	2,0	4,9	0,9	4,2	3,5

*Célula de Carga
**Sensor à Corda Vibrante

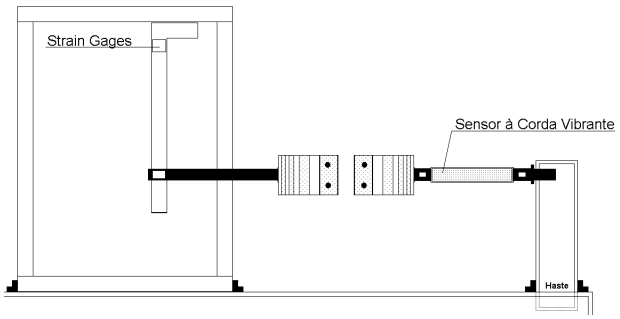


Figura 11: Conexão dos dinamômetros.

A tecnologia desenvolvida poderá ser muito útil para desenvolvimento de sensores a corda vibrante em aplicações como o monitoramento de forças em grandes estruturas. No Brasil, pelo que é de nosso conhecimento, não se fabrica sensores a corda vibrante.

Utilizando-se dispositivos FPGA pode-se fazer processamento paralelo, o que possibilita que os sinais sejam processados mais rapidamente que com os microcontroladores.

Os resultados experimentais evidenciaram a resposta linear do sensor na faixa mencionada. A precisão é muito boa, sendo superior a 99,9%. Igualmente a resolução medida, de 1 N, é excelente.

A histerese de 6,5%, observada quando se utilizou- o MCU, pode ser considerada alta. Este problema poderá ser minimizado se a construção do sensor for realizada com técnicas de mecânica de precisão.

Referências

[1] Catálogo 71.001E/88.09 da Maihak - Vibrating-Wire Principle de Measurement MSD.

[2] Silva, T. I., Carvalho, A. A., Leister, D. D., Silva, A. C. R., "Desenvolvimento de um Sensor à Corda Vibrante para Aplicações em Engenharia de Reabilitação", *II CLAEB*, Havana/Cuba, Maio de 2001.

[3] SILVA, T. I., "Desenvolvimento de Sensores à Corda Vibrante: Aplicações em Engenharia de Reabilitação", Tese de Mestrado, *Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira/UNESP*, Ilha Solteira/Brasil, maio de 2002.

[4] SILVA, J. G., CARVALHO, A. A., RODRIGUES, R. O., "Desenvolvimento de um Dinamômetro para Avaliações Clínicas Funcionais das Mãos" *IBERDISCAP 2000*, Madri, Outubro de 2001.

CLASSIFICAÇÃO DE SINAIS DE VOZ UTILIZANDO A TRANSFORMADA WAVELET PACKET E REDES NEURAIS ARTIFICIAIS

C. D. P. Crovato*, A. Schuck Jr.

* Universidade Federal do Rio Grande do Sul/Departament of Electrical Engineering, Porto Alegre, Brasil

*e-mail: crovato@eletro.ufrgs.br
schuck@eletro.ufrgs.br

Abstract: This work proposes a dysphonic voice classification system using Wavelet Packet Transform (WPT) and Best Basis Algorithm (BBA) as dimension reducer and 6 Artificial Neural Network (ANN) as specialist systems. The data bank voices were separate in 6 different groups according to pathology similarities (where the 6th group is the normal voice patient group) and a set of 6 ANN was trained, one per group. The decomposition base used in WPT and BBA was Symlet5 and the ANN were fed by the best tree nodes entropy values. The system presented a success rate of 86.89%, 95.08%, 95.08%, 93.44%, 91.8% and 86.89% for group 1 to 6 respectively.

***Keywords*: Wavelet Packet Transform, Artificial Neural Networks, Acoustical Analysis of Voices, Dysphonic voice classification,**

Introdução

Para auxíliar o diagnóstico de doenças na laringe e acompanhar a evolução de tratamentos fonoterápicos, existem diversas técnicas altenativas que utilizam a voz emitida do paciente para extrair índices acústicos quantitativos usados para os fins propostos[1]. Além destes, vários métodos de diagnóstico automático de qualidade da voz também têm sido propostos, tais como filtragem inversa [2], redes neurais [3-5], medidas acústicas da voz [6].

Devido ao número insuficiente de amostras de voz de algumas patologias para uma classificação, as vozes da base de dados em [7] foram agrupadas em 6 diferentes grupos, baseados na acústica e nas similaridades patológicas. Estes grupos são mostrados na Tabela 1.

Tabela 1: Grupos de Patologias, conforme [7]:

Nº	Grupo
1	Laringite crônica
2	Degenerativas
3	Mobilidade Incorreta
4	Alterações orgânicas
5	Crescimentos orgânicos
6	Normal

Em [8] é mostrado que um classificador linear entre vozes normais e vozes disfônicas pode ser obtido baseado na Transformada Wavelet Packet (WPT) e no algoritmo *Best Basis* (BBA). Este classificador é baseado na presença ou não de certos nós de uma árvore binária gerada pela WPT e BBA, para cada trecho de sinal de voz. A escolha de funções base e função custo que otimizaram o desempenho do classificador são a Symlet 5 e entropia de Shannon , respectivamente. A taxa de acerto do classificador proposto, para as condições do trabalho, são de 67.2%.

Em [9] os autores propuseram uma extensão de [8], usando agora uma Rede Neural Artificial (ANN) para se obter um classificador não linear para voz normal ou voz disfônica. A rede neural é alimentada pelos valores das entropias dos nós das árvores binárias geradas pela WPT e BBA. Com este novo classificador, a taxa de acerto na classificação aumentou para 84.3%, usando o mesmo banco de voz que em [8].

Este trabalho propõe o uso da WPT, BBA e ANNs para se classificar as vozes do banco de vozes usados em [8] e [9] em algum dos agrupamentos de patologias sugerido em [7].

Materiais e Métodos

O diagrama do sistema para a classificação nos grupos proposto neste trabalho é mostrado na Figura 1:

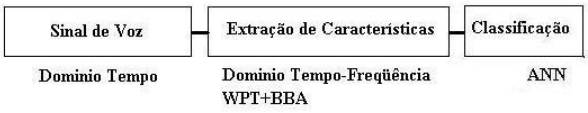


Figura 1: Diagrama de blocos do sistema classificador proposto.

De acordo com [10,11], os coeficientes WPT $\lambda_{sf}(p)$ são definidos por:

$$\lambda_{sf}(p) \triangleq \langle x, w_{sfp} \rangle = \int_{\Re} x(t) w_{sfp}(t) dt \qquad (1)$$

Onde *s* é índice de escala (nível de dilatação), *p* é o índice de posição (translação), e *f* é o índice de freqüência; $s, p, f \in \mathbb{Z}$, e $f \geq 0$. E as funções Wavelet Packet, w_{sfp} são obtidas por:

$$w_{sfp}(f) \triangleq 2^{-s/2} w_f\left(2^{-s} t - p\right) \qquad (2)$$

Onde as funções $w_f(t)$ são avaliadas usando:

$$w_{2f}(t) = Hw_f = \sqrt{2}\sum_{p\in\mathbb{Z}} h(p)\, w_f(2t-p) \qquad (3)$$

$$w_{2f+1}(t) = Gw_f = \sqrt{2}\sum_{p\in\mathbb{Z}} g(p)\, w_f(2t-p) \qquad (4)$$

onde *f=0,1,2,..,* $w_0(t)=\phi(t)$; $w_1(t)=\psi(t)$; $\phi(t)$ e $\psi(t)$ são as funções Scaling e a Wavelet utilizadas, respectivamente, e *h(t)* e *g(t)* são os filtros *Quadrature Mirror Filter* (QMF) associados a $\phi(t)$ e $\psi(t)$.

As 6 ANNs deste trabalho foram treinadas pelo algoritmo *BackPropagation* (BKP), que fornece uma aproximação para a trajetória no espaço dos pesos calculada pelo método da descida mais íngrime[12]. Este treinamento é feito conforme:

$$\Delta w_{ji}(n) = \eta.\delta_j(n).y_i(n) \qquad (5)$$

onde Δw_{ji} é alteração necesaria nos pesos da rede para se aproximar à configuração que minimiza o erro de treinamento; η é a taxa de aprendizado; y_i é o sinal de entrada do neurônio *j; n* é o número de época e δ_j é o grandiente local do neurônio *j*, definido por*:*

$$\delta_j(n) = -\varphi'(v_j(n))\sum_k \delta_k(n) w_{kj}(n) \qquad (6)$$

onde φ é a função de ativação; v_j é o campo induzido (combinação linear das entradas e os pesos); e o *k* indica a camada de neurônios que esta sendo avaliada.

Os sinais de voz utilizados foram a vogal sustentada /a/ pronunciada por 63 pacientes (homens e mulheres) previamente diagnosticados através de videoestroboscopia pelo Dr. Nédio Steffen, do Hospital da PUC-RS. Estas vozes foram gravadas e convertidas digitalmente e utilizou-se um trecho da parte mais estável de cada voz [8,9]. As vozes dos pacientess, foram agrupadas nos 6 grupos conforme a patologia diagnosticadas, sendo que o número total de pacientes por grupo é mostrado na tabela 2.

Além destes 6 grupos, foram incluidos num setimo grupo (12 individuos) aqueles pacientes que não se encaixavam em nenhum dos grupos anteriorers (por possuir sulco vocalico ou pacientes pos-operatorios).

A ferramenta utilizada para executar todos os cálculos envolvidos foi o Matlab™ v5.3 Ao aplicar a WPT e o BBA (com o toolbox de Wavelets) a um sinal do banco de vozes, obtém-se uma estrutura do tipo arvore inversa (chamada arvore binária) para cada paciente, esta estrutura foi re-organizada de forma que cada nó da arvore seja um elemento de um vetor que caracterizara ao paciente em questão. Foram montadas duas matrizes para o treinamento e teste das ANNs, as mesmas estão organizadas da forma mostrada na Fig. 2, onde *Caract*02*Pac*01, por exemplo, representa a caracteristica 2 (nó 2 da *Best Basis Tree*) do paciente 1.

Tabela 2: Número de pacientes por grupo de patologias:

Nº Grupo.	Total Pacientes:
1	9
2	7
3	10
4	5
5	7
6	13

$$M = \begin{bmatrix} Carac01Pac01 & Carac01Pac02 & .... & Carac01Pac63 \\ Carac02Pac01 & Carac02Pac02 & .... & Carac02Pac63 \\ .... & .... & .... & .... \\ Carac63Pac01 & Carac63Pac02 & .... & Carac63Pac63 \end{bmatrix}$$

Figura 2: Matriz Utilizada nas ANNs.

Para facilitar a aprendizagem das ANNs, a matriz M, foi 'normalizada' dividindo cada linha, pelo máximo valor (em módulo) presente naquela linha.

Na Figura 3 pode ver-se a árvore binaria composta por 63 nós, correspondentes aos 5 níveis de decomposição da WPT.

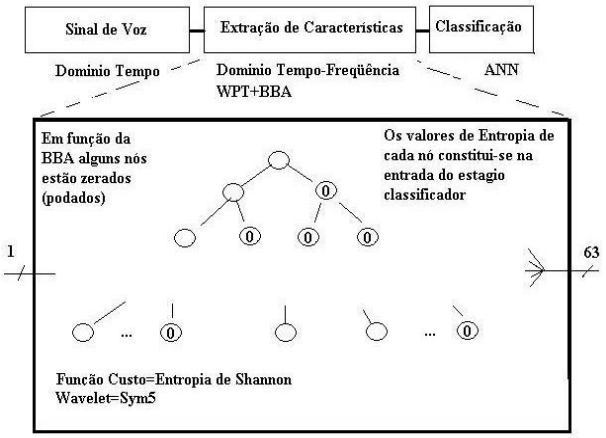


Figura 3: Bloco de extração de características.

No estágio final do sistema classificador (figura 4), cada uma das ANNs (chamadas de redes especialistas) , é do tipo *MultiLayer Percepctron (*MLP) com 3 camadas e com a função sigmoidal tangente hiperbólica como função de ativação de cada neurônio. A camada de entrada, com 63 neurônios é alimentada com o valor da entropia de cada nó da árvore binária proveniente do algoritmo BBA. A camada oculta possui um número de neurônios diferente para cada ANN. Em [13] é mostrado que uma rede MLP com uma camada oculta e com funções de ativação sigmoidais pode aproximar qualquer função contínua multivariável com qualquer grau de precisão desejado apenas escolhendo o número de neurônios adequado na camada oculta, neste trabalho, este número foi estabelecido experimentalmente iniciando com poucos neurônios e aumentando até que o erro de classificação estabilize. O número de neurônios da camada oculta é mostrado na tabela 3.

Finalmente, a camada de saída das ANNs possui dois neurônios, um indica presença de patologia do grupo que esta sendo treinado e o outro ausência; duas saídas complementares são úteis na fase de treinamento para verificar se a rede esta com algum peso saturado e/ou se a rede esta realizando a aproximação de forma correta, isso pode ser verificado olhando as duas saidas simultaneamente, os sinais devem ser complementares, se isto não acontece a rede não esta pronta e a topologia deve ser mudada incluindo mais um neurônio na camada oculta e reiniciando o treinamento.

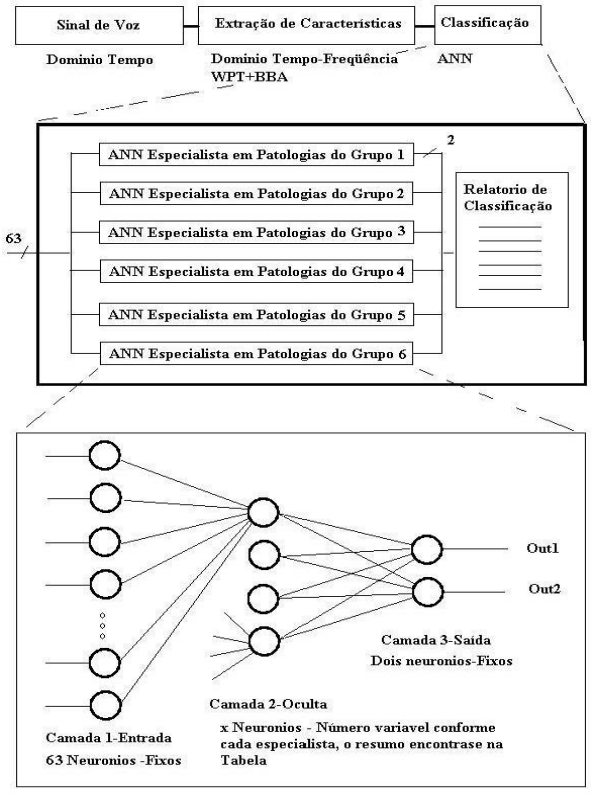


Figura 4: Bloco de classificação.

Treinou-se cada una das seis ANNs, com no máximo 47% dos pacientes que pertencem ao grupo do especialista e no total com 47% do banco de vozes contendo todos os grupos (excluindo o grupo 7), o restante foi utilizado na fase teste, para verificar o desempenho. Os pesos sinápticos finais de cada especialista foram os obtidos na fase de treinamento quando efetuou-se a parada antecipada devido a aumento consistente do erro de generalização ou estabilidade do mesmo ao longo das épocas.

Resultados

As curvas de aprendizado são úteis para visualizar o comportamento das redes durante a fase de treinamento, e para determinar o momento de parada. A seguir apresentam-se as curvas de aprendizado:

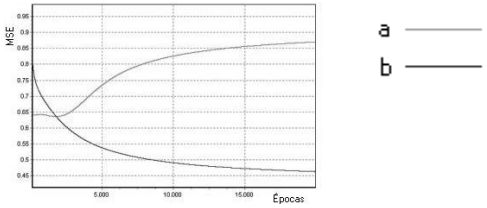


Figura 5: Curvas a) de Generalização e b) Treinamento do Especialista 1.

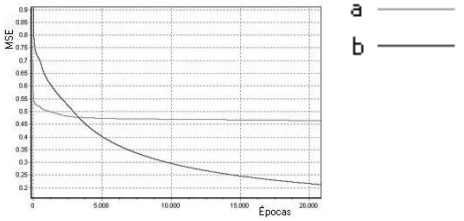


Figura 6: Curvas a) de Generalização e b) Treinamento do Especialista 2.

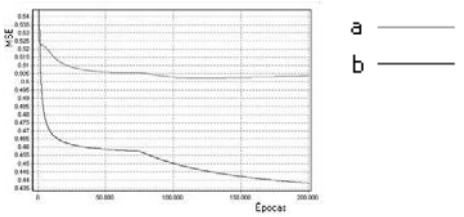


Figura 7: Curvas a) de Generalização e b) Treinamento do Especialista 3.

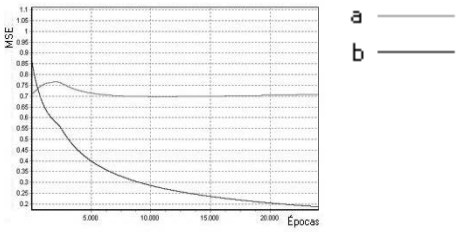


Figura 8: Curvas a) de Generalização e b) Treinamento do Especialista 4.

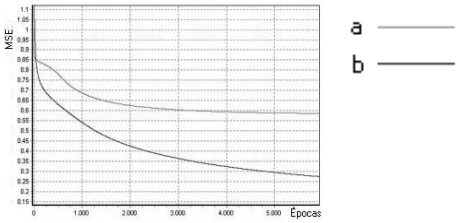


Figura 9: Curvas a) de Generalização e b) Treinamento do Especialista 5.

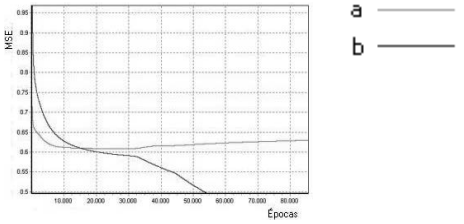


Figura 10: Curvas a) de Generalização e b) Treinamento do Especialista 6.

A tabela 3 mostra a configuração final obtida na camada oculta de cada ANN:

Tabela 3:Nº de neurônios na camada oculta, por MLP:

Especialista	Neurônios Ocultos
1	6
2	8
3	6
4	6
5	8
6	4

A tabela 4 mostra o desempenho obtido pelo classificador, o erro de classificação e taxa de sucesso ao aplicar o banco de vozes completo. A tabela 5 mostra os erros para falsos negativos (FN) e falsos positivos (FP) por especialista.

Tabela 4: Erros de Classificação e Taxas de Sucesso.

Especialista	Erro de Classificação	Taxa de Sucesso
1	13,11%	86,89%
2	4,92%	95,08%
3	4,92%	95,08%
4	6,56%	93,44%
5	8,20%	91,80%
6*	13,11%	86,89%

Tabela 5: Nº. de Falsos Neg. (FN) e Falsos. Pos. (FP).

Especialista	Erro para FN Negativos	Erro para FP Positivos
1	6,56%	6,56%
2	3,28%	1,64%
3	1,64%	3,28%
4	1,64%	4,92%
5	1,64%	6,56%
6*	3,28%	9,84%

* O sentido de FN se refere a pacientes que pertencem ao grupo do especialista, mas que foram classificados como não pertencendo ao mesmo. O sentido de FP é análogo e oposto ao do FN. Este sentido é aplicado a todos os grupos exceto ao grupo 6 onde o significado adquire conotação oposta para manter a coerência com o sentido clínico de FN e FP.

Discussão

O sistema proposto se mostrou capaz de classificar as vozes do banco de vozes nos respectivos grupos com um alto grau de sucesso, 95.08% no melhor caso e 86.89% no pior caso. Como o banco de vozes é limitado em número, a sugestão para um futuro trabalho é ampliar o mesmo, para depois aplicar o sistema de forma automática em pacientes em consultorio.

Referências

[1] BAKEN R. J. *Clinical Measurement of Speech and Voice*. Allyn and Bacon, a division of Simon and Schuster, Inc., Needham Heights, MA. 1987.

[2] CHILDERS D. G., BAE K. S. "Detection of Laryngeal Function Using Speech and Electroglottographic Data" *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 39, Issue 1, Pages 19-25, January 1992.*

[3] MARTINEZ C. E., RUFINER H. L. "Acoustic Analysis of speech for detection of Laryngeal Pathologies", *Information Technology Applications in Biomedicine. Proceedings. 2000 IEEE EMBS International Conference on , 2000.*

[4] RITCHINGS R.T., McGILLION M., MOORE C. J. "Pathological voice quality assessment using artificial neural networks", *Proceedings of 2nd International workshop on Models and Analysis of vocal emissions for biomedical applications, Firenze-Italy, September 2001.*

[5] JO C., KIM K., KIM D., WANG S. "Screening of Pathological Voice from ARS using Neural Networks", P*roceedings of 2nd International workshop on Models and Analysis of vocal emissions for biomedical applications, Firenze-Italy, September 2001.*

[6] FROHLINCH M., MICHAELIS D., WERNER S. H. "Acoustic breathiness measures in the description of pathologic voices", *Proceedings of the 1998 IEEE International Conference on Acoustics Speech and Signal Processing, Vol.: 2 , Page(s): 937 –940 vol.2. 1998.*

[7] ROSA M. de O.,PEREIRA C. J., CARVALHO A. , "Evaluation of Neural Classiefiers using Statistic Methos for Identeification of Laringeal Pathologies". *Proceedings of the Vth Brazilian Symposium on Neural Networks, 1998.*

[8] PARRAGA A. , "Aplicação da Transformada Wavelet Packet na Análise e Classificação de Sinais de Vozes Patológicas" *Discertação para obtenção do título de Mestre Em Eng. Eletrica* – PPGEE-UFRGS-Porto Alegre 2002.

[9] SCHUCK Jr. A. ,GUIMARÃES L.V., WISBECK O. "Dysphonic Voice Classification using Wavelets Packets Transform and Artificial Neural Networks". *25th Annual International Conference IEEE EMBS Proceedings, pp. 2958-2961, Cancún, MX, 2003.*

[10] COIFMAN R. R.; WICKERHAUSER M. V. "Entropy-based algorithms for best basis selection". *IEEE Transaction on Information Theory*, 38(2):1713-1716, March 1992.

[11] WICKERHAUSER M.V. *Adapted Wavelet Packet Analysis from Theory to software* . Wellesley, MA: AK Peters, Ltd., 9 May 1994.

[12] HAYKIN S. *Redes Neurais - Princípios e Prática.* Bookman. 2a. Edição Porto Alegre 2001.

[13] FUNAHASHI K. "On the aproximate realization of continuous mapping by neural networks". *Neural Networs. Vol 2 p 183-192,* 1989.

ANÁLISE DE SENSIBILIDADE EM REDES NEURAIS ARTIFICIAIS NA DEFINIÇÃO DE ACESSIBILIDADE GEOGRÁFICA EM SAÚDE

L. S. Costa*, R. S. Pinheiro** e R. M. V. R. Almeida*

* Programa de Engenharia Biomédica/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil.
** Depto. de Medicina Preventiva e Núcleo de Estudos de Saúde Coletiva/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil.

e-mail: lucosta_br@yahoo.com.br

Abstract:
The relevance of the inputs *(orthopedics specialization, age, sex, number of beds, emergency, patient´s schooling, patient´s neighborhood income and hospital´s neighborhood average income)* in a Neural Networks model was investigated in the prediction of traveled distances for 606 patients admitted in hospitals of Rio de Janeiro for hip fractures, 1997. Two sensitivity analyses were performed, one considering the ratio *performance of full model/performance of the model after the withdrawal of a variable*; and, the other, analyzing the performance of a "noise input". Both approaches selected the same variables *(sex, number of beds, emergency, patient´s schooling and hospital´s neighborhood average income).* The performance of the full model was 88.50%, and after the sensitivity analysis, 89.69%.

***Palavras Chaves*:** Acessibilidade, Rede Neural Artificial, Análise de Sensibilidade.

Introdução

Um importante aspecto da avaliação de serviços de saúde é a análise do acesso a eles. Na área de saúde, o grau de acesso real, ou seja, de uso dos serviços de saúde, depende, dentre outras variáveis, da distância que se deve percorrer para obtê-los, do tempo de viagem e do seu custo (acessibilidade geográfica) [1].

A modelagem dessa acessibilidade é usualmente realizada por meio de métodos estatísticos tradicionais, como a Regressão Linear e Regressão Logística [2]. Uma alternativa a esses métodos, ainda pouco explorada, é a utilização de Redes Neurais Artificiais (RNAs). Contudo, a vantagem do uso de métodos clássicos é que o impacto e a relativa importância das variáveis de entrada nesses métodos podem ser facilmente avaliados, por exemplo por meio de seus coeficientes de regressão e de medidas de variabilidade estatística, como intervalo de confiança e valor-p. Por outro lado, as RNAs estão entre os métodos mais recentes que permitem a mensuração do desempenho do modelo, sem fornecer informações diretas da importância das variáveis de entrada. Nas RNAs apenas recentemente técnicas com este objetivo têm sido propostas [3]. Isto implica que modelos RNA ainda possue um aspecto "caixa preta", que toma sua aplicabilidade reduzida [4].

O objetivo deste trabalho é analisar o uso da análise de sensibilidade nas redes neurais artificiais, para identificar as variáveis mais importantes na definição desse modelo. O problema analisado foi a acessibilidade a hospitais públicos da fratura na parte proximal do fêmur (CID (9 0820)), por ser esta uma importante causa de mortalidade e de incapacidade em idosos.

Redes Neurais Artificiais (RNAs)

Redes Neurais Artificiais (RNAs) representam uma alternativa recente aos métodos clássicos de modelagem, como regressões logísticas, linear múltipla e análise discriminante [4]. A principal função de uma RNA é permitir uma representação do conhecimento de um processo de aprendizagem, a partir de dados reais [5]. Como modelo do neurônio biológico, o neurônio em uma RNA pode ser esquematizado como na Figura 1 [6]:

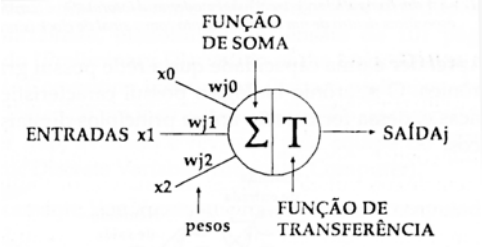


Figura 1: Diagrama de Blocos de um Modelo Neural Artificial.

Um grupo de sinapses é caracterizado com pesos (w_j) para cada sinal de entrada Xj, j = [1, 2, 3, …m]. Aplica-se o somatório dessas entradas ponderadas pelos pesos a uma função não linear (em geral sigmóide) conhecida como função de ativação do neurônio. A saída desta função é comparada a um limiar. Este processo completo é chamado de "função de transferência do neurônio" [6].

Esses neurônios, similarmente ao cérebro, são dispostos em camadas. A forma mais usada para o

dimensionamento da rede é a tentativa e erro. Tenta-se utilizar uma rede com uma camada. Se o erro obtido for muito grande, passa-se a uma rede de duas camadas; quanto ao número de neurônios a ser utilizado, recomenda-se um número aproximidamente igual à metade do número de variáveis de entrada. O número mais adequado pode então ser identificado pelo método de tentativa e erro [7].

Materiais e Métodos

Fontes de Informação

Os dados referentes às internações hospitalares, utilizados neste estudo, foram fornecidos pelo Ministério da Saúde: o SIH-SUS (Sistema de Informação Hospitalar do Sistema Único de Saúde) [8], que é disponibilizado via Internet <*http://www.datasus.gov.br*>, ou em CD-Rom. Foram utilizados nas análises de acessibilidade e sensibilidade 606 pacientes internados em 15 hospitais públicos (Tabela 1), no Município do Rio de Janeiro, no ano 1997, com diagnóstico principal relacionado ao capítulo do CID-9 0820: fratura na parte proximal do fêmur [8] e idade acima de 60 anos.

Tabela 1: Hospitais utilizados nas análises de acessibilidade e sensibilidade, e números de pacientes, Município do Rio de Janeiro, RJ, 1997.

Unidade de Saúde	Freqüência (%)
Estadual Carlos Chagas	31 (5,1)
Estadual Rocha Faria	70 (11,6)
Geral de Bonsucesso	14 (2,3)
Geral de Ipanema	19 (3,1)
Municipal Lourenço Jorge	13 (2,1)
Geral do Andaraí	23 (3,8)
Municipal Barata Ribeiro	23 (3,8)
Municipal Salgado Filho	43 (7,1)
Estadual Getúlio Vargas	11 (1,8)
Municipal Miguel Couto	178 (29,4)
Universitário Gaefreè e Guinle	16 (2,6)
Municipal Souza Aguiar	44 (7,3)
Universitário Fraga Filho	65 (10,7)
Instituto Traumato-Ortopedia	42 (6,9)
Universitário Pedro Ernesto	14 (2,3)
-Total	**606 (100,0)**

A partir do endereço completo dos pacientes, disponível no banco de dados utilizados, seus bairros de moradia eram identificados. Na recuperação da informação do bairro de residência, utilizou-se uma base de dados suplementares do SIH-SUS, fornecida pelo DATASUS, que contém a anotação do logradouro do paciente.

As variáveis de entrada foram: sexo, idade (≥ 60 anos), número de leitos, emergência, especializado em ortopedia [8], renda média do bairro do hospital, renda média do bairro do paciente e escolaridade do paciente [9;10].

A variável dependente (y) escolhida representava as distâncias percorridas pelos pacientes de suas residências à unidade de internação. As distâncias "reais" foram estimadas como a distância verdadeiramente percorrida pelo paciente, considerando o menor percurso possível na malha viária do Município do Rio de Janeiro em quilômetros [8].

No cálculo das distâncias foi utilizado o *software* Trans CAD Academic License Version 3.14, desenvolvido para aplicações em transportes. Este é um Sistema de Informação Geográfica que permite que se associe a uma entidade de desenho de um mapa um banco de dados externo, permitindo o cálculo, a partir do mapa, de distâncias e áreas [11].

Método

Foi utilizado um modelo de Redes Neurais Artificiais (RNAs) para modelar a relação entre as variáveis independentes e a dependente. A seguir, a relevância das variáveis de entrada foi analisada por meio de uma análise de sensibilidade, que tenta incorporar a variabilidade estatística intrínsica aos dados.

A definição da RNA consistiu de três fases: treinamento, validação e teste. Para isto, foi utilizado o programa *Statistical Neural Networks 3.0* [12]. Os dados foram divididos em três grupos, o primeiro, grupo de treinamento, foi sub-dividido em dois: o grupo de treinamento dito (40%) e o de validação (30%). O restante dos dados foi utilizado no conjunto de teste (30%), no qual o desempenho da rede foi avaliado.

A rede utilizada foi do tipo "feedforward", com entrada (inicialmente) de 8 neurônios, 4 neurônios na camada oculta e uma saída. O número de neurônios na camada escondida, n_h, foi definido após treinarem-se as redes com n_h= 2, 3 e 4, ou seja, tomando-se o número de neurônios que equivale à metade do número de variáveis de entrada da rede, e, empiricamente, procurando-se a configuração de melhor desempenho [13].

Treinou-se a rede por retropropagação. Os parâmetros usados pelo treinamento são: o número máximo de épocas (2000), o EQM (erro quadrático médio) desejado para o treino (0,01) e a taxa de aprendizado (0,01), aplicados no grupo de treino. O treinamento foi encerrado por meio do controle do EMQ no grupo de validação, quando este aumentar em relação ao do treinamento [13]. Os resultados foram expressos em termos do desempenho da rede no grupo teste, medido pelo seu percentual explicado de variância (R^2).

Análises de Sensibilidade

Análise de Sensibilidade pela Razão de Impacto (RI).

Primeiramente, para a avaliação da relevância das variáveis de entrada foi realizada uma análise de sensibilidade, na qual o EQM do modelo obtido com a exclusão de cada entrada foi comparado ao modelo completo (com todas as entradas). Isto permitiu ordenar as variáveis de entrada em relação ao seu impacto sobre o modelo, de acordo com a Equação 1 [12].

$$RI = \frac{EQMcompleto}{EQMnovo\,\mathrm{mod}\,elo}$$

Análise de Sensibilidade por Meio da "Adição de Ruído".

Uma desvantagem da análise de sensibilidade acima é que ela não fornece uma estimativa da variabilidade estatística do modelo. Para contornar este problema, outra análise de sensibilidade foi realizada, adicionando-se uma "entrada-ruído" ao modelo completo (com todas as entradas). Este ruído foi produzido como uma amostra aleatória com distribuição normal de média zero e desvio-padrão um [3], de acordo com as etapas:

a) Introduziu uma "entrada-ruído" no conjunto original de entrada, definido anteriormente;
b) A rede foi treinada como acima;
c) Verificou-se o coeficiente de sensibilidade para o modelo (Eq. 1);
d) Repetiu-se os procedimentos *a* e *b* um total de 30 vezes;
e) Verificou-se a média e o desvio-padrão dos coeficientes de sensibilidade produzidos pelos ruídos;
f) Identificaram-se aquelas variáveis cujos valores de RI indicavam uma significância estatística de acordo com seu intervalo de confiança de 95%:

A seguir, o modelo foi estimado apenas com as variáveis consideradas relevantes pelas análises.

Resultados

Para o modelo completo, a melhor rede foi obtida com a utilização de 4 neurônios na camada oculta. O desempenho do modelo (taxas de classificações corretas), incluindo todas as variáveis independentes, foi 88,50% para o grupo teste. Na Tabela 2, vê-se que a análise de sensibilidade apontou as variáveis *sexo*, *número de leitos, renda média do bairro do hospital*, *emergência* e *escolaridade do paciente* como relevantes ao modelo, com razões de desempenho acima de 1, enquanto que as variáveis restantes (*idade, hospital especializado em ortopedia* e *renda média do bairro do paciente*) tiveram razões de desempenho abaixo de 1. A modelagem sem as variáveis consideradas não-significativas teve um desempenho para o grupo de teste de 89,69%.

Tabela 2: Valores da análise de sensibilidade para cada variável (modelo completo), e a análise de sensibilidade para o modelo reduzido.

Variáveis	**Análise de sensibilidade (modelo completo)**	**Análise de Sensibilidade (modelo reduzido)**
Especializado em Ortopedia	0,991	
Idade	0,995	-
Renda Média do Bairro do Paciente	0,999	-
Sexo	1,027	1,077
Número de Leitos	1,027	1,029
Emergência	1,128	1,244
Escolaridade do Paciente	1,177	1,188
Renda Média do Bairro do Hospital	1,221	1,248

O resultado das simulações realizadas para análise de sensibilidade das variáveis de entrada adicionando-se uma entrada constituída inteiramente de ruído aleatório (média 0, desvio padrão 1) permitiu selecionar as mesmas variáveis (*sexo*, *número de leitos*, *emergência*, *escolaridade do paciente* e *renda média do bairro do hospital)* como significantes. Elas tiveram suas razões de impacto fora do intervalo de confiança (95%) da variável ruído (média 0,99, desvio-padrão 0,01): $IC_{(95\%)} = [0,98;1,01]$.

Discussão e Conclusão

A busca de instrumentos capazes de identificar e analisar as características de acessibilidade de uma população a serviços de saúde é um importante instrumento na obtenção de estratégias para um melhor aproveitamento desses serviços [11]. A fratura da parte proximal de fêmur possui vantagens para estudos de acesso geográfico: sabe-se o melhor tratamento; há necessidade de intervenção para pacientes idosos e são raros os casos de falta de atendimento. Um fator importante no tratamento é o tempo entre a fratura e a intervenção, pois sugere-se que o menor tempo à cirurgia associa-se à melhores prognósticos e a melhor e mais rápida recuperação do paciente [14].

No presente trabalho, a predição obtida através do método de redes neurais artificiais mostrou um ótimo desempenho, com uma percentagem de acertos próxima a 90%. No entanto, a partir do modelo original, nenhuma informação poderia ser obtida sobre o comportamento individual das entradas da rede. Esta é uma limitação grave em termos de formulação de um modelo, a qual tem dificuldado a utilização prática de RNAs em aplicação de área da saúde, uma vez que a identificação de entradas é fundamental, tanto para construção de modelos mais econômicos e robustos, quanto para a compreensão dos mecanismos causais em ação em um problema.

Comparando-se as análises de sensibilidade no modelo completo e reduzido, as variáveis *sexo, número de leitos, emergência, escolaridade do paciente* e *renda média do bairro do hospital* puderam ser incorporadas a ambos. Na análise de sensibilidade no modelo reduzido o valor de desempenho foi muito próximo ao do modelo completo, corfirmando assim que as variáveis retiradas não acrescentaram informação útil ao modelo.

A análise de sensibilidade por "adição de ruído" permite incorporar uma medida de variabilidade estatística ao problema, o que não é possível em análises de sensibilidade clássicas, como a anterior. Na presente aplicação, esta estratégia permitiu ordenar as mais importantes variáveis de entrada [3], sendo observado que as variáveis consideradas significantes (*sexo, número de leitos, emergência, escolaridade do paciente* e *renda média do bairro do hospital*) foram as mesmas em ambas análises.

Agradecimentos

Ao apoio financeiro do CNPq, que forneceu bolsa para um dos autores (LSC), e ao PET/COPPE/UFRJ (Prof. Carlos Nassi), pelo apoio no uso do TransCAD.

Referências

[1] UNGLERT, C. V. S., ROSENBURG, C. P., JUNQUEIRA, C. B., "Acesso aos Serviços de Saúde uma Abordagem de Geografia em Saúde Pública", *Revista de Saúde Pública*, São Paulo, 21(5): 439-46, 1987.

[2] WALSH, S. J., PAGE P. H., GESLER W. M., 1997, "Normative Models and Healthcare Planning: Network-Based Simulations Within a Geographic Information System Environment", *Health Services Research*, 32(2): 243-260, Jun, 1997.

[3] BELUE, L. M. & BAUER, K. W., "Determining Input Features for Mutlilayer Perceptrons", *Neurocomputing*, 7: 111-121, 1995.

[4] TU, J. V., "Advantages and Disadvantages of Using Artificial Neural Networks Versus Logostic Regression for Predicting Medical Outcomes", *J. Clin. Epid*., 49(11): 1225-1231, 1996.

[5] COSTA, L. S. C., PINHEIRO, R. S., ALMEIDA, R. M. V., "Modelando a Acessibilidade a Serviços de Saúde Através de Redes Neurais Artificiais e Regressão Linear Múltipla", *XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, São José dos Campos, SP, 09-12 Setembro, 2002.

[6] HAYKIN, S., "Neural Networks: a Comprehensive Foundation", Prentice Hall, pp. 900, 1999.

[7] GISMONDI, R. C., ALMEIDA, R. M. V. R., INFANTOSI, A. F. C., "Artificial Neural Networks to Infant Mortality Modelling", *Comp. Meth. Prog. Biomedical*, 69: 237-247, 2002.

[8] MINISTÉRIO DA SAÚDE; BDAIH DATASUS, "Banco de Dados Autorização de Internação Hospitalar", Sistema Único de Saúde, Brasilia, 1997.

[9] IPLANRIO, "Anuário Estatístico Cidade do Rio de Janeiro", Rio de Janeiro, pp. 61-63, 1991.

[10] IBGE, "Características Socio-econômicas, Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística", Censo Demográfico, Rio de Janeiro, 2000.

[11] COSTA, L. S., ALMEIDA, R. M. V., "Medida de Hansen Utilizada na Acessibilidade Geográfica a Hospitais Públicos no Município do Rio de Janeiro, RJ", *XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Florianópolis, SC, Setembro, 2000.

[12] STATISTICAL NEURAL NETWORKS, StatSoft, Inc, 1998.

[13] ALMEIDA, R. M. V. R., INFANTOSI, A. F. C., GISMONDI, R. C., "Replicação *bootstrap* e Análise de Sensibilidade em Redes Neurais Artificiais", *V Congresso Brasileiro de Redes Neurais*, Rio de Janeiro, RJ, Abril, 2001.

[14] PINHEIRO, R. S., "Estudos sobre Variações no Uso de Serviços de Saúde: Abordagens Metodológicas e a Utilização de Grandes Bases de Dados Nacionais", Tese de Doutorado, Escola Nacional de Saúde Pública/FIOCRUZ, Rio de Janeiro, Ago, 1999.

APLICAÇÃO DE MISTURAS FINITAS NA CLASSIFICAÇÃO DE ÁREAS DE RISCO DE HEPATITE B NA CAROLINA DO NORTE, EUA

Liana Wernersbach Pinto*, Marcelo Ribeiro Alves* e Flávio Fonseca Nobre*

* PEB/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: liana@peb.ufrj.br

Abstract: The analysis of disease spatial variation and its representation on a map has become an important issue in epidemiology. The traditional approach includes constructing the map based on the quartiles or percentiles of the standardized mortality ratio. An alternative approach is to use mixture models for the identification of population heterogeneity. In the present paper the application of mixture models is considered for map construction. A data set containing the observed cases of hepatitis B from 1990 to 1998 in the counties of North Carolina is used. Mixture models with different number of components are computed with the aid of the Expectation Maximization (EM) algorithm. The obtained models are discussed and compared.

Palavras chaves: modelos de mistura e mapeamento de doenças.

Introdução

A análise da variação geográfica de doenças e a sua representação em mapas é tema de grande importância para a área de Saúde Pública [1-3], uma vez que viabiliza a identificação de áreas de risco e fatores predisponentes a ocorrência dos eventos. Os objetivos da construção de um mapa temático são [4]:
(i) descrever a variação espacial da incidência de uma doença para a formulação de hipóteses etiológicas;
(ii) identificar áreas de risco aumentado, de forma que uma ação possa ser tomada;
(iii) fornecer um mapa do risco de uma doença em uma região, possibilitando uma melhor alocação de recursos e avaliação do risco.

Um ponto crucial para construção do mapa é a escolha da medida a ser apresentada. Escolha freqüente é a razão de mortalidade padronizada (RMP), obtida a partir da razão entre o número de casos observados e o número de casos esperados. A construção do mapa se dá por meio da categorização das áreas segundo quartis ou percentis da distribuição da RMP. Esta categorização, no entanto, é arbitrária, não sendo garantida a identificação de áreas de risco aumentado [1]. Outra questão a ser considerada quando da utilização desta técnica se refere à precisão das estimativas obtidas, as quais são mais imprecisas para áreas de baixa densidade populacional. Logo, uma técnica que permita a construção de mapas que efetivamente identifiquem áreas sob risco é de fundamental importância.

Uma abordagem que vem ganhando destaque é a utilização de modelos de misturas finitas para a obtenção das estimativas a serem utilizadas na construção dos mapas temáticos. O método das misturas finitas assume que a função densidade de probabilidade $f(x)$ associada à ocorrência de casos de uma doença, pode ser modelada como a soma ponderada de c densidades de probabilidade.

Quando se dispõe de informações referentes à notificação de doenças, a modelagem dos dados por meio de uma distribuição de Poisson é a abordagem padrão. Na análise da variação geográfica de doenças isto implica em um risco λ igual para todas a áreas, impossibilitando a identificação de áreas de risco. Além disso, o fenômeno da superdispersão está comumente presente, principalmente quando os dados são relativos a pequenas unidades geográficas (como municípios, condados, bairros) ou a doenças raras na população [5,6]. A superdispersão indica que a variância é maior do que a esperada para uma distribuição de Poisson, o que pode ser indicativo da heterogeneidade dos dados. Assim, faz-se necessário a utilização de modelos que possam incorporar esta heterogeneidade existente nos dados.

O presente trabalho tem por objetivo utilizar o método de misturas finitas para dados de notificação de hepatite B fornecidos pelo *Centers for Disease Control and Prevention* (CDC, EUA). Estas estimativas serão utilizadas na construção de mapas temáticos, os quais servirão de instrumento para a detecção de áreas de risco aumentado para a doença em questão.

Materiais e Métodos

Os dados utilizados consistem de séries temporais de casos de hepatite B nos condados do estado norte americano da Carolina do Norte, para o período de 1990 a 1998, agrupados segundo mês epidemiológico.

O modelo em questão considerou que os dados eram resultados de k subpopulações, com diferentes médias λ_j. Desta forma, cada uma das subpopulações representou uma certa proporção p_j de todas as unidades geográficas. Foi assumida uma distribuição não paramétrica para a distribuição mista, com parâmetros:

$$P = \begin{bmatrix} \lambda_1 & \dots & \lambda_k \\ p_1 & \dots & p_k \end{bmatrix} \qquad (1)$$

A densidade da mistura foi estimada como uma soma ponderada de densidades Poisson para cada área *i*

$$f(o_i, \hat{P}) = \sum_{j=1}^{k} f(o_i, \lambda_j) p_j \qquad (2)$$

onde: $p_1 + ... + p_k = 1$ e $i = 1,...,n$

O modelo possui os seguintes parâmetros: o número de componentes *k*, as médias λ_j, e os *k-1* pesos desconhecidos da mistura ($p_1,...,p_k$).

No presente trabalho, foi realizada a modelagem da incidência utilizando modelos de misturas finitas. Foram ajustados modelos com número variado de componentes e valores iniciais, sendo selecionados os modelos que apresentaram melhores estimativas. Foram selecionados os modelos com 2, 3, 4, 5 e 7 componentes (subpopulações). As estimativas foram obtidas por máxima verossimilhança, sendo utilizado o algoritmo Maximização da Esperança (EM), o qual foi implementado no MATLAB® [7].

A seguir, empregou-se o teorema de Bayes (3) para a obtenção da distribuição a posteriori, a qual foi utilizada na construção do mapa. Como distribuição a priori foi utilizada a densidade da mistura estimada.

$$p(\lambda_j \mid o_i, \hat{P}) = \hat{p}_j f(o_i, \hat{\lambda}_j) / \sum_{j=1}^{k} \hat{p}_j f(o_i, \hat{\lambda}_j) \qquad (3)$$

Para a construção do mapa temático foi utilizada a probabilidade a posteriori, segundo o seguinte critério de decisão: a área *i* foi considerada como pertencente a subpopulação *j* para a qual a probabilidade a posteriori fosse maior.

Para avaliação do modelo foi calculado o Critério de Informação Bayesiano (CIB), dado por (4):

$$CIB = -2(MV) + npar * \log(nobs) \qquad (4)$$

onde *MV* corresponde à estimativa de máxima verossimilhança; *npar* corresponde ao número de parâmetros do modelo e *nobs* ao número de observações.

A título de comparação, foi construído o mapa temático usando a abordagem padrão descrita na literatura, ou seja, os quartis da incidência.

Resultados

A Figura 1 apresenta a série temporal relativa aos dados de hepatite B durante o período de 1990 a 1998.

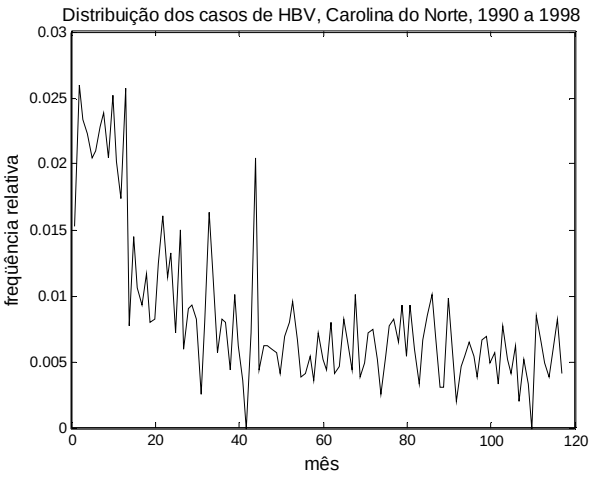


Figura 1: Série temporal de hepatite B, Carolina do Norte, 1990 a 1998.

A Figura 2 mostra o histograma da incidência para os dados de hepatite B.

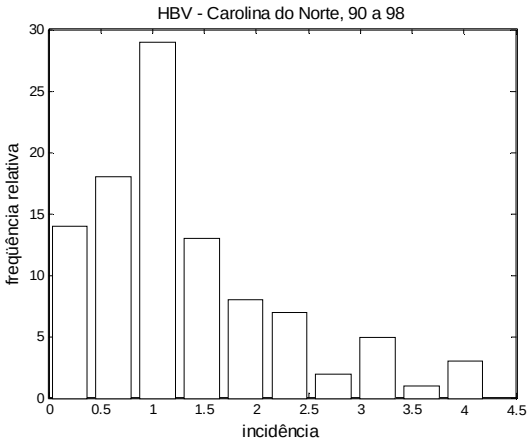


Figura 2: Histograma da incidência de hepatite B, Carolina do Norte, 1990 a 1998.

A Figura 3 mostra o mapa da distribuição dos casos de hepatite B, segundo quartis da distribuição da incidência. No intuito de obter estimativas mais realistas, foi aplicado o modelo de mistura finita.

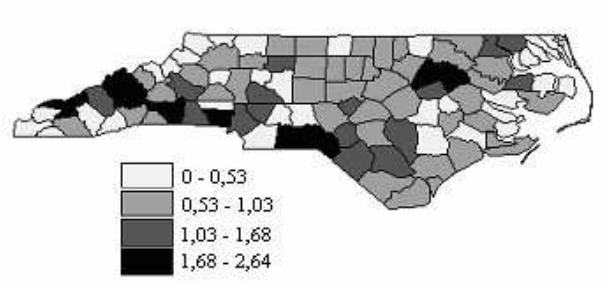


Figura 3: Mapa da distribuição dos casos de hepatite B nos condados da Carolina do Norte, segundo quartis da incidência, 1990 a 1998.

Na Tabela 1 são apresentadas informações como o número de componentes, valores iniciais para os parâmetros e número de iterações até a convergência de alguns dos modelos ajustados aos dados.

Tabela 1: Valores iniciais para os parâmetros peso e λ (média da Poisson) e número de iterações até a convergência para os 5 modelos ajustados aos dados de Hepatite B, Carolina do Norte, 1990 a 1998.

Componentes	Valores iniciais		Nº. iterações
	Peso	λ	
2	0,5	50	7
	0,5	150	
3	0,65	50	60
	0,25	100	
	0,10	150	
4	0,35	50	16
	0,45	75	
	0,15	125	
	0,05	150	
5	0,20	50	24
	0,20	75	
	0,20	100	
	0,20	150	
	0,20	175	
7	0,15	25	45
	0,15	50	
	0,15	75	
	0,15	100	
	0,15	125	
	0,15	150	
	0,1	175	

A aplicação do modelo de misturas finitas aos dados de hepatite B mostrou que, dentre os modelos testados, o modelo composto por sete subpopulações apresentou maior valor para a estimativa de máxima verossimilhança, conforme pode ser observado na Tabela 2. Observa-se dos resultados na tabela que o modelo com cinco componentes levou a uma estimativa de verossimilhança semelhante. No entanto, considerando-se também o Critério de Informação Bayesiano (CIB), o modelo com sete componentes obteve o melhor desempenho e, apesar do maior número de parâmetros, foi selecionado como a melhor estimativa.

Tabela 2: Resultados (número de componentes do modelo, pesos, estimativa de máxima verossimilhança, MV, e Critério de Informação Bayesiano,CIB) para os cinco modelos ajustados aos dados de hepatite B, Carolina do Norte, 1990 a 1998.

Componentes	Peso	Parâmetro	MV	CIB
k = 2	0,0007	0,5440	-1040,1	2098,3
	0,0003	1,5940		
k = 3	0,2637	0,2673	-735,4	1498,5
	0,5014	0,7417		
	0,2349	1,7013		
k = 4	0,1969	0,2105	-634,2	1305,2
	0,5008	0,6598		
	0,1940	1,2582		
	0,1083	2,0872		
k = 5	0,1392	0,1606	-582,1	1210,3
	0,2205	0,4440		
	0,3736	0,7676		
	0,1645	1,3332		
	0,1021	2,1113		
k = 7	0,1386	0,1601	-560,9	1186,2
	0,2075	0,4353		
	0,3360	0,7315		
	0,0787	1,0093		
	0,1280	1,3565		
	0,0714	1,8415		
	0,0399	2,4875		

A Figura 4 apresenta o mapa da distribuição por condados dos casos de hepatite B. A classificação é baseada na abordagem de misturas finitas, usando o Critério de Decisão Bayesiano, descrito anteriormente. O parâmetro I representa a incidência.

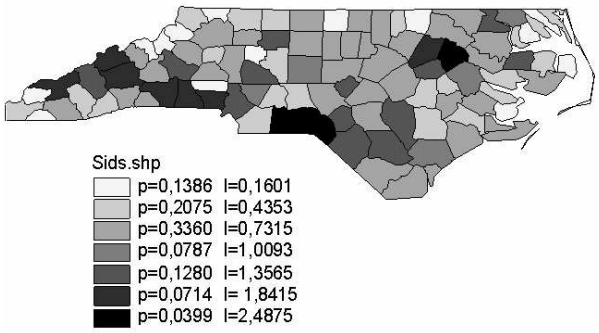


Figura 4: Aplicação de um modelo de mistura com sete componentes aos dados de hepatite B, Carolina do Norte, 1990 a 1998.

A solução final para a aplicação do modelo de mistura com sete componentes aos dados de hepatite B foi:

$$f(o_i, \hat{P}) = f(o_i, 0{,}1601) * 0{,}1386 + f(o_i, 0{,}4353) * 0{,}2075 +$$
$$+ f(o_i, 0{,}7315) * 0{,}3360 + f(o_i, 1{,}0093) * 0{,}0787 +$$
$$+ f(o_i, 1{,}3565) * 0{,}1280 + f(o_i, 1{,}8415) * 0{,}0714 +$$
$$+ f(o_i, 2{,}4875) * 0{,}0399$$

Discussão

Os resultados mostraram ser possível classificar os condados da Carolina do Norte em sete grupos de risco. Contudo, a interpretação de um modelo com sete componentes é pouco prática para o gestor, cujo interesse provavelmente reside em identificar áreas de baixo e alto risco. No intuito de facilitar a compreensão do modelo ajustado e fornecer uma ferramenta de real interesse para o gestor, foi utilizado outro critério onde se considerou como ponto de corte para alto risco, valores superiores a 1. Seguindo esta classificação foram identificados 3 grupos com baixo risco, totalizando 68% da população e 4 grupos com risco aumentado, totalizando 32% da população, mostrando a importância da aplicação de tal metodologia na identificação de grupos sob risco.

A utilização do método de estimação dos parâmetros pela maximização da esperança (algoritmo EM) se mostrou estável e robusto às estimativas iniciais, inclusive ao número esperado de componentes.

A falta de conhecimento das atividades econômicas e sócio-populacionais das áreas determinadas como de risco impossibilita que se assumam relações causais para tal achado.

A técnica de mapeamento é usualmente empregada para um único período de tempo, uma vez que os dados de Saúde Pública normalmente estão disponíveis para janelas de tempo de 5 a 10 anos. Uma extensão desse modelo poderia ser feita por meio da divisão da janela de tempo em períodos menores. Com isso, poderia ser analisada a evolução temporal do evento [2]. Outra abordagem possível seria a inclusão de covariáveis, o que levaria ao modelo linear generalizado misto [2, 3,8,9].

No presente trabalho foi aplicado um modelo de misturas finitas com número de componentes previamente determinado. A utilização de um modelo de tamanho flexível implicaria no desenvolvimento de um algoritmo que também determinaria o número de componentes. Há propostas de modificações do algoritmo EM que incorporam esta característica [10].

Conclusão

O presente trabalho teve como objetivo aplicar o método de misturas finitas para a obtenção de uma medida de risco mais adequada, a qual pode ser utilizada na construção de um mapa temático.

Foram ajustados cinco modelos e, de acordo com a análise da máxima verossimilhança e do CIB, verificou-se que o modelo com sete componentes foi o que melhor se ajustou aos dados. Desta forma, pode-se concluir que o risco de ocorrência relacionado ao evento (hepatite B) divide-se em sete grupos, quatro dos quais representam um valor aumentado (superior a 1).

No intuito de ampliar o modelo, novas investigações serão realizadas utilizando (a) várias janelas de tempo, ao invés da janela de tempo única, (b) o tempo como covariável. Este último modelo possibilitará a previsão para janelas de tempo futuras.

Agradecimentos

Ao CNPq pela concessão de bolsa de estudos aos dois primeiros autores.

Referências

[1] Schlattmann P. and Böhning D., "Mixture Models and Disease Mapping", *Statistics in Medicine* 12: 1943-1950, 1993.

[2] Böhning D., Dietz E. and Schlattmann P., "Space-time mixture modelling of public health data", *Statistics in Medicine* 19: 2333-2344, 2000.

[3] Schlattmann P., Dietz E. and Böhning D., "Covariate adjusted mixture models and disease mapping with the program DismapWin", *Statistics in Medicine* 15: 919-931, 1996.

[4] Lawson A.B, *et al*, "Disease mapping models: an empirical evaluation", *Statistics in Medicine* 19: 2217-2241, 2000

[5] Gosh M. and Rao J.N.K., "Small Area Estimation: An Appraisal", *Statistical Science* 9: 55-93, 1994.

[6] Maiti T., "Robust generalized linear mixed models for small area estimation", *Journal of Statistical Planning and Inference* 98: 225-238, 2001.

[7] The Math Works Inc., MATLAB versão 6.5, The Math Works Inc., 2002.

[8] Yau K.K.W., Lee, A.H. and Ng, A.S.K., "Finite mixture regression model with random effects: application to neonatal hospital length of stay, *Computational Statistics and Data Analysis* 41: 359-366, 2003.

[9] Jiang J., "Empirical best prediction for small-area inference based on generalized linear mixed models", *Journal of Statistical Planning and Inference* 111: 117-127, 2003.

[10] Schlattmann P., "Estimating the number of componentes in a finite mixture model: the special case of homogeneity", *Computational Statistics and Data Analysis* 41: 441-451, 2003.

DESARROLLO DE UN SISTEMA DE APOYO A LA URGENCIA CARDIACA

G. Rodríguez*, A. Rodríguez*, R. Almeida*, R. González* y G. Montes de Oca*

* Instituto Central de Investigaciones Digitales, Ciudad de la Habana, Cuba

e-mail: grodriguez@icid.edu.cu

Abstract: This work presents a system that allows offering a quick and appropriate attention to cardiovascular urgencies when the patient is far from a health specialized institution in this type of pathologies. Using this system, studies carried out with digital electrocardiographs can be transmitted to remote stations, where properly qualified and authorized specialists review them and indicate the appropriated behavior. It is also exposed the way that this system is being used in Cuba.
***Palabras clave*: urgencies, electrocardiographs**

Introducción

Las enfermedades cardíacas constituyen una de las tres primeras causas de muerte a nivel mundial, por lo que en la actualidad se dedican grandes esfuerzos al estudio de estas patologías. Cuando una persona sufre un ataque cardíaco, las acciones que se toman en los primeros minutos son decisivas para su posterior evolución. Por lo general, en estos casos el paciente es llevado a la unidad de salud más cercana y no precisamente a una institución especializada en este tipo de patologías, por lo tanto es muy probable que no se tomen las medidas más adecuadas o que se pierda tiempo en el traslado del paciente. Es por eso que resulta de gran utilidad contar, con la mayor rapidez posible, con asesoría especializada, sobre todo en aquellos lugares donde la distancia es un factor crítico.

El desarrollo de los medios informáticos y de comunicación que se ha alcanzado en la actualidad, ha hecho posible la transmisión de bioseñales a grandes distancias de forma rápida y confiable. Es actualmente una realidad, la creación de laboratorios centrales conectados a unidades de salud distantes, desde donde se recibe la información necesaria para realizar el análisis diagnóstico de un caso. Experiencias de este tipo se están llevando a cabo en diversos lugares desde hace algunos años [1,2], lográndose resultados que redundan siempre en un aumento en la calidad de la salud de las personas.

Desde hace algunos años la Organización Mundial de Salud (OMS) definió la Telemedicina como *"la distribución de servicios de salud, en el que la distancia es un factor crítico, donde los profesionales de la salud usan información y tecnología de comunicaciones para el intercambio de información válida para el diagnóstico, tratamiento y prevención de enfermedades o daños, investigación y evaluación; y para la educación continuada de los proveedores de salud pública, todo ello en interés del desarrollo de la salud del individuo y su comunidad"*. (OMS 1998) [3]

Precisamente, el **Sistema de apoyo a la urgencia cardiaca: TeleECG**, que se presenta en este trabajo, tiene como objetivo brindar a distancia y en pocos segundos, una asesoría médica especializada a la hora de atender una urgencia cardiovascular, utilizando para ello medios informáticos y de comunicaciones.

Materiales y Métodos

Al desarrollar este sistema se trabajó en función de lograr una rápida y especializada atención a las urgencias cardiovasculares de forma remota. Se partió de la base de la existencia, en la mayoría de las instituciones de salud de Cuba, de electrocardiógrafos digitales de la familia CARDIOCID, que se han desarrollado y producido en este mismo país. Con estos equipos se realiza la adquisición de la señal de ECG del paciente y se establece la comunicación con una estación central.

La comunicación con el TeleECG puede realizarse vía telefónica (punto a punto) a través de módem, o vía Internet conectándose a través de un *Internet Service Provider (ISP)*. El TeleECG, por tanto, está diseñado para mantenerse a la espera de solicitudes de ayuda que se originen desde cualquiera de los electrocardiógrafos conectados a él. A medida que se vayan recibiendo los datos, estos se visualizarán, el especialista deberá analizarlos y enviar una respuesta conclusiva sobre el estado del paciente y la conducta a seguir.

La primera variante al abordar este sistema fue utilizar la vía telefónica, debido a que en la atención a urgencias médicas, la inmediatez es fundamental. Una forma rápida y sencilla de comunicar dos lugares distantes es a través de una simple llamada telefónica. Para utilizar esta variante, los electrocardiógrafos deben contar con un módem y un teléfono, pudiendo utilizar lo mismo telefonía fija que celular. La conexión se establece como se muestra en la Figura 1.

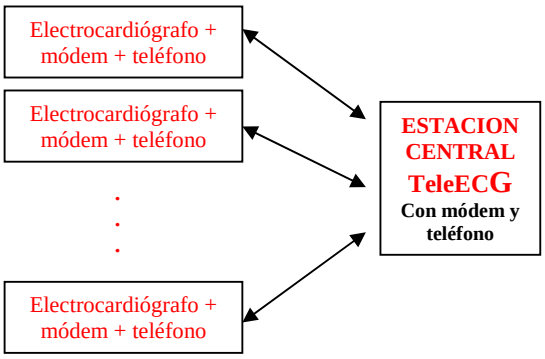


Figura 1: Esquema de conexión entre los electrocardiógrafos y la estación central punto a punto.

Para esta variante, tanto los programas de los electrocardiógrafos, como el propio sistema TeleECG, trabajan directamente con el módem. Se definió un protocolo de comunicación propietario formado por dos capas.

La primera capa está relacionada con todo el proceso de establecimiento de la comunicación telefónica, para lo cual se maneja el módem utilizando el Set de Comandos AT Hayes Compatibles [4]. Se generan los comandos necesarios para realizar la llamada telefónica, establecer la conexión, detectar los errores de comunicación que puedan ocasionarse, permitir la transmisión de los datos y colgar, como se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1. Protocolo de comunicación para la transmisión de urgencias vía telefónica.

Electrocardiógrafo	**TeleECG**
Inicialización del módem para enviar y recibir datos	Inicialización del módem para enviar y recibir datos y para esperar llamada telefónica
Realizar llamada telefónica	Mantenerse en espera y detectar la entrada de una llamada
Comunicación establecida	
Enviar datos y esperar conclusiones	Recibir datos y enviar conclusiones
Recibir conclusiones	
Establecer conversación telefónica	
Colgar	

La conversación telefónica que se establece al final de la transmisión, garantiza que los médicos puedan esclarecer cualquier duda o información recibida.

La segunda capa está relacionada específicamente con la transmisión de los datos una vez establecida la comunicación. Toda la información que se envía desde los electrocardiógrafos, se agrupa por bloques que tienen la siguiente estructura:

Bloque de encabezamiento: Incluye datos del equipo desde donde se transmite, las características de la adquisición de la señal, el hospital donde se está realizando el estudio, etc., así como información asociada al tamaño de los bloques de datos siguientes.

Bloque de datos generales: Incluye datos generales del paciente y la fecha y hora en que se realizó el ECG.

Bloque de síntomas: Incluye una serie de datos adicionales que son de interés para el especialista que va a analizar el caso, como son la Presión Arterial, si tiene sudoraciones o no, Dolor Precordial, si ha tenido infarto previo o no, si es obeso o fumador.

Bloques con los datos de la señal: Se envían tantos bloques de datos como sean necesarios, en dependencia del tamaño de la señal y del tamaño de bloque definido en el encabezamiento. La señal puede enviarse compactada o no y esto es especificado en el bloque de encabezamiento. Si se envía compactada, se utiliza el método de las primeras diferencias, por ser un algoritmo de compactación sencillo, que reduce a la mitad el tamaño de la señal y sin pérdida de información. Las muestras son enviadas mientras se van adquiriendo. De esta forma se garantiza, en primer lugar, acelerar el proceso de transmisión, y en segundo lugar, si por alguna razón la comunicación se interrumpe, el especialista en la estación central podrá tener alguna información del estado del paciente y si ésta es suficiente, no será necesario repetir la transmisión.

Bloques con las conclusiones: Se envían tantos bloques como sean necesarios, en dependencia del tamaño de bloque definido en el encabezamiento y el tamaño de las conclusiones. Además se envía el nombre del especialista que analizó el caso.

Todos los bloques contienen al final un *byte* de chequeo para verificar la integridad de los datos recibidos.

En total, el volumen de datos a transmitir para un caso típico de 8 segundos de señal, es de 32309 Kb. El tiempo de transmisión de un caso completo depende de la velocidad a la que se conecta el módem como se muestra en la siguiente tabla:

Tabla 2: Relación entre la velocidad de conexión y el tiempo de transmisión promedio de un caso de 8 segundos.

Velocidad (bps)	**Tiempo (s)**
33600	0:25
26400	0:30
14400	0:40
11200	0:45
9600	1:00

Como una variante para la transmisión de los datos fue analizado el formato para intercambio de información SCP-ECG[5], promovido por el Proyecto Europeo “OpenECG” para que sea utilizado en las diferentes aplicaciones de electrocardiografía y de esta forma facilitar el intercambio de información entre ellas, así como la transmisión de sus datos a otros sistemas. La cantidad de *bytes* a transmitir si la información se almacena en formato SCP, es mayor en comparación con la cantidad de *bytes* que resulta de aplicar el

formato propietario explicado anteriormente, por tal razón fue desechada dicha variante.

Otra forma de recibir los datos en el TeleECG es a través de Internet utilizando una red pública, como se muestra en la Figura 2.

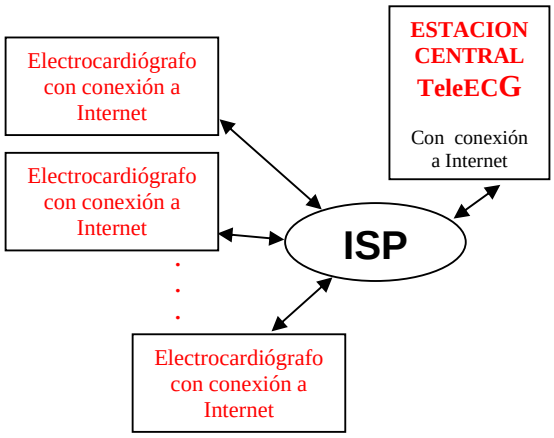


Figura 2: Esquema de conexión entre los electrocardiógrafos y la estación central vía Internet.

Esta vía puede ser utilizada por aquellos electrocardiógrafos que tengan incorporado un módem que soporte protocolos de transmisión o que estén conectados a una red a través de la cuál puedan acceder a Internet.

Hay que tener en cuenta que para que el sistema cumpla con los objetivos planteados, se necesita contar con una infraestructura sólida para garantizar que la comunicación con la estación central a través de Internet, sea lo más rápida posible, pues se trata de atender una emergencia.

Además, para aquellos electrocardiógrafos desarrollados sobre una computadora personal, se brinda la posibilidad de utilizar *chat* de texto, audio y video, simultáneamente a la transmisión de los datos de la señal de ECG del paciente. Esto les facilita a los médicos el intercambio de opiniones y aclaración de cualquier duda sobre el caso.

Independientemente de la vía que se utilice para comunicar los electrocardiógrafos y la estación central, ésta última se configura de forma tal que se minimice la posibilidad de colisiones al tratar de establecer comunicación con ella, y que la respuesta sea enviada lo más rápidamente posible, o sea debe ser capaz de atender varias llamadas a la vez.

Para eso la estación central, en su concepción más amplia, está formada por un computadora personal encargada del proceso de recepción de las llamadas telefónicas, otra que se mantendrá conectada a Internet para recibir los casos que se envíen por esta vía y terminales conectadas a ellas a través de una red local. Se tendrán tantas terminales como se desee y en ellas los médicos analizan los casos recibidos y emiten sus conclusiones. Un ejemplo de la conexión en una estación central TeleECG, se muestra en la Figura 3.

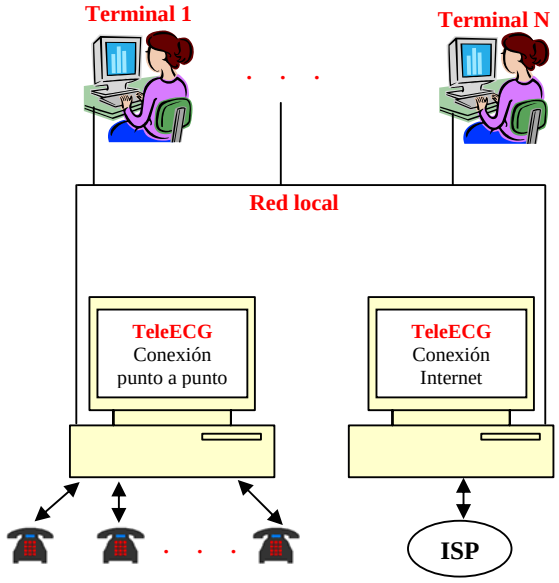


Figura 3. Estación central del TeleECG.

La estación central del TeleECG recibe la llamada y determina qué terminal está libre, pasando a esa la información del caso para que sea analizado y respondido. La conexión no termina hasta que no se envíen las conclusiones.

Como valor agregado el sistema TeleECG cuenta con la posibilidad de almacenar en una Base de Datos la información de los casos que se reciben, los cuáles pueden ser visualizados y analizados en otro momento, si lo desean.

La operación del sistema fue concebida teniendo en cuenta que sería utilizado para la atención de urgencias y es por ello que se diseñó un ambiente cómodo y de fácil operación para la visualización de la información básica, existen mensajes predefinidos y configurables para agilizar las respuestas y cuenta con alarmas de aviso, tanto visuales como sonoras, para indicar que se está recibiendo un caso o que se está esperando por respuesta.

Resultados

Se encuentra terminada y en funcionamiento, una primera versión del sistema TeleECG utilizando para la comunicación la transmisión telefónica punto a punto. Su explotación se realiza actualmente en tres situaciones diferentes que se describen a continuación:

- A un Policlínico Principal de Urgencia Municipal, se conectan 4 Consultorios de Médico de Familia (CMF) del área que atiende dicho policlínico.
- El Centro Coordinador de Urgencias Médicas (CCU) de Ciudad de la Habana, se encuentra conectado a 10 electrocardiógrafos instalados en policlínicos situados en zonas alejadas.
- Al Cardiocentro de Villa Clara, se conectaron 5 electrocardiógrafos instalados en cada uno de los Hospitales Provinciales que forman parte

de la red de Cardiología de la región central del país.

En todos los casos, en la estación central se ha conectado un solo teléfono y no tienen terminales para el análisis, o sea en la misma computadora se reciben, analizan y responden los casos.

Con estos sistemas instalados se han obtenido los siguientes resultados:

- Los sistemas llevan funcionando un año. Se realizan transmisiones de urgencias médicas siempre que sea necesario, resolviéndose dichos casos de forma rápida utilizando esta vía.
- Se ha disminuido la cantidad de traslados innecesarios de paciente en estado crítico**.**
- Las velocidades de conexión logradas para la comunicación de urgencia oscilan entre 14400 y 33600 bps, conectándose generalmente a la más alta velocidad posible, lo cual está acorde a lo necesario para la atención de estos casos. En los lugares donde ya se cuenta con un servicio de telefonía más eficiente (planta digital), los tiempos de transmisión son mucho mejores.
- En un año de funcionamiento del sistema, sólo han entrado casos simultáneamente en 15 ocasiones, lo que representa un 3% del total de casos recibidos.

Discusión

Se definieron dos formas de conexión entre los electrocardiógrafos y la estación central para ampliar las posibilidades de uso del sistema y que pueda ser acomodado a las características concretas del lugar donde se quiera implantar y a las posibilidades de los electrocardiógrafos que se deseen conectar. Si el electrocardiógrafo sólo tiene la posibilidad de realizar una llamada telefónica a través de un módem que se le conecte, utilizará la primera variante, si por el contrario es un electrocardiógrafo que puede conectarse a Internet, podrá utilizar cualquiera de las dos vías. Además si es un electrocardiógrafo desarrollado sobre una PC, podrá comunicarse con el especialista de la estación remota a través del *chat*.

Mientras mayor sea la cantidad de áreas de salud a interconectar y mayor la población que abarcan, mayor será la probabilidad de emergencia cardiovascular en un día y por consiguiente, la probabilidad de que arriben simultáneamente dos o más llamadas. Para cada sistema que se instala, se realiza un análisis estadístico de la situación real y del tamaño de la población a atender; de esta forma se determina la cantidad óptima de terminales y teléfonos que se deben conectar en la estación central.

El protocolo definido específicamente para la aplicación, responde a las necesidades de este tipo de sistemas, la relación entre el volumen de datos a transmitir y el tiempo en que se transmite está acorde a los objetivos planteados, la información es transmitida en bloques que se verifican, lo que garantiza que no haya distorsión en los datos.

La estación central deberá instalarse ajustándose a las características concretas del sistema de salud que se quiera automatizar en cada lugar, con las interconexiones más eficientes según las características de las redes de comunicación y telefonía de que se dispongan y sobre todo que responda a la forma de trabajo habitual de cada área de salud.

Conclusión

Esta posibilidad de comunicar el nivel primario de salud con instituciones cardiovasculares de prestigio y experiencia de los niveles secundario y terciario, permite ofrecer una atención al paciente con mayor calidad e inmediatez, sin que la distancia constituya una limitación para lograrlo, permitiendo, por consiguiente, salvar mayor cantidad de vidas humanas.

El sistema propuesto se inserta en un amplio proyecto de Telemedicina que se lleva a cabo en Cuba y el mundo y cumple con los requisitos definidos por la Organización Mundial de Salud para este tipo de desarrollos.

Referencias

[1] J. Rottger, AM Irving, J. Broere, B. Tranbmer: "Use of telecomunications in a rural emergency. Brain surgery by fax!", Journal of Telemedicine and Telecare 3, pp 59-60, 1997.

[2] D. Shanit, A. Cheng, RA Greenbaum: "Telecardiology: suporting the decision-making process in general practice". Journal of Telemedicine and Telecare 2, pp 7-13, 1996.

[3] INFOMED, Portal de Salud de Cuba, Dirección del Sitio de Internet: http://www.sld.cu/telemedicina/ visitado en 05/05/2004

[4] "56K FastPat MD566X, Programmer's Guide", Ambient Technologies, Inc.,1999

[5] R. Fischer, Chr. Zywietz, "How to implement SCP-ECG", Part I and II, Hannover, February 2003

ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR COM COMANDO POR VOZ

M. A. Butrico, N. B. S. Ferreira e M. C. F. Castro

Centro Universitário da FEI /Depto. Engenharia Elétrica, São Bernardo do Campo, SP, Brasil

E-mail: marcobutrico@ig.com.br

Abstract: This study reports a portable battery-powered 6-channel non-invasive functional electrical stimulator, aiming at C5 and C6 tetraplegic patients or hemiplegics to reestablish the grasping movements, increasing autonomy in order to accomplish tasks such drinking, eating, writing and typing. Using user dependent speech recognition, the patient chooses which grasp pattern and intensity desired to be executed: palmar prehension, lateral prehension or index finger prehension. Each individual reacts differently to the electric stimulation. In this way, the stimulation parameters are stored in the firmware allowing the adequate intensity of stimulation for each patient.

***Palavras Chaves*: preensão, reconhecimento de voz estimulação elétrica neuromuscular.**

Introdução

Indivíduos que sofreram uma lesão na região cervical da medula espinhal apresentam perdas sensoriomotoras tanto dos membros inferiores quanto dos superiores caracterizando o quadro de tetraplegia. Dependendo do nível da lesão na medula, pode-se perder os movimentos dos dedos, da mão, do braço e/ou do ombro. Não somente os movimentos são perdidos, mas também há a perda ou diminuição das funções tácteis e sensoriais [1]. Apesar dos pacientes se readaptarem a essa nova condição, sofrem grandes limitações na realização de atividades do cotidiano que envolvam a preensão e manipulação de objetos, como comer, beber, escrever, escovar os dentes, pentear o cabelo, etc.

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é uma forma de ativação neural através da utilização de baixos níveis de corrente, permitindo a ativação temporal adequada de fibras que enervam os músculos, propiciando assim a geração de movimentos funcionais ou apenas com fins terapêuticos. A utilização prática da EENM tem se mostrado útil na restauração de movimentos de membros paralisados, assim como na reeducação muscular, prevenção de atrofias, redução temporária da espasticidade e redução das contraturas e edemas [2].

No mercado brasileiro os sistemas comerciais são apenas de uso terapêutico não possibilitando o seu uso como meio auxiliar na realização de atividades comuns do cotidiano. Já no exterior, os esforços estão direcionados ao desenvolvimento de sistemas implantados. Apesar de funcionalmente satisfatórios, esses dispositivos associados às cirurgias necessárias para o implante e o tempo de hospitalização, além das complicações que o procedimento pode acarretar, apresentam um custo elevado estando fora do alcance de uma grande quantidade de pessoas. Os sistemas de superfície não fornecem a mesma seletividade que os implantáveis, devido ao espalhamento das linhas de corrente, são menos confortáveis, sendo necessário colocá-los e retirá-los todos os dias e, não é fácil posicioná-los no local correto, diminuindo a repetibilidade do movimento. Entretanto analisando pela ótica econômica tornam-se uma alternativa bastante atrativa [3].

Como continuidade de trabalhos anteriores que mostraram a viabilidade de utilização desta técnica para obtenção de padrões funcionais de preensão [3], [4], objetiva-se o desenvolvimento de um sistema portátil que possa ser controlado não pelo terapeuta, como o seu antecessor, mas pelo próprio usuário, conferindo-lhe maior autonomia e independência.

Materiais e Métodos

O sistema apresentado consiste em um estimulador elétrico neuromuscular microprocessado, de 6 canais, com alimentação por bateria e comando por sistema de reconhecimento de voz, visando à restauração de padrões funcionais de preensão em indivíduos com lesões medulares aos níveis de C5 e C6.

a. Movimentos

Foram utilizadas três seqüências de estimulação visando a restauração da preensão palmar, preensão lateral e da extensão do dedo indicador (Figura 1). O paciente escolhe qual das seqüências de ativação muscular deseja executar, e a intensidade do estímulo, utilizando comandos vocálicos, previamente escolhidos e armazenados, que desencadeiam a liberação do estímulo que provoca a contração dos músculos. Além disso, uma quarta seqüência propicia a abertura da mão. Os músculos selecionados para a restauração dos movimentos pretendidos foram: Extensor Radial do Carpo, Extensor Comum dos Dedos, Flexor Superficial dos Dedos, Abdutor do Polegar, Oponente do Polegar e Lumbricais. Os padrões de preensão foram definidos e avaliados em trabalhos anteriores [3], [4].



Figura 1: Movimentos: a) Preensão Palmar - b) Preensão Lateral - c) Distensão do dedo indicador.

b. O Sistema

O sinal de estimulação utilizado é um sinal monofásico de tensão, com trens de 3 pulsos de 100 μs e freqüência de repetição de 20 Hz (Figura 2). Esses parâmetros são fixos e comuns para todos os seis canais. A distinção é feita por modulação em amplitude.

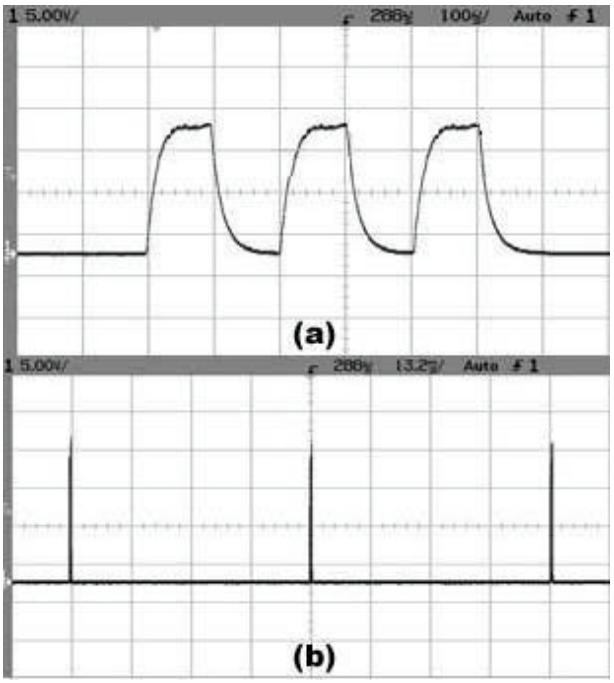


Figura 2: Sinal de estimulação: a) Análise individual de um único burst - b) Análise da seqüência de bursts gerados.

Como cada indivíduo reage diferentemente à estimulação elétrica, o sistema é exclusivo e deve, portanto, ser programado previamente, com os parâmetros de estimulação que permitam a adequação das intensidades de estimulação para cada músculo, baseado na resposta obtida pelo usuário através de levantamento experimental.

Os valores obtidos são então armazenados em memória através de *lookup tables*, que contêm, cada uma, 30 valores, correspondendo às intensidades relativas para cada canal, em cinco níveis de intensidade, para cada um dos padrões de movimento estabelecidos. Está disponível uma porta de comunicação serial para que rapidamente seja feita a atualização dos novos níveis de intensidade.

A interface com o usuário é feita através de um display LCD, onde é possível obter informações do movimento escolhido, intensidade de estímulo, se o movimento está travado e a carga da bateria (Figura 3).

O sistema é alimentado por uma bateria de 12V, recarregável, que permite autonomia do sistema por, pelo menos, 6 horas de utilização ininterrupta. Ao atingir o nível mínimo de carga de utilização da bateria, um alarme sonoro intermitente é gerado através de um *buzzer*, alertando o usuário para a carga da mesma.



Figura 3: Display LCD de interface, onde o usuário pode obter informações do status atual do sistema: a) Nível de carga da bateria - b) Movimento selecionado - c) Indicador de movimento travado - d) Nível de intensidade de estimulação.

c. Comando de voz

A seleção do movimento, bem como da intensidade do estímulo é feito através de um sistema de reconhecimento de voz comercial (*Voice Extreme Toolkit* da empresa norte-americana Sensory) [5]. O sistema é do tipo dependente do orador, de tal forma que o comando será atendido apenas se a voz captada coincidir com o que foi previamente gravado. O indivíduo escolhe e grava 8 comandos simples, não parônimos (palavras com sons iguais), para aumentar a fidelidade do sistema, com o objetivo de realizar as seguintes tarefas:

(1) Cessar a estimulação - abrindo a mão - e relaxar a mão
[comando padrão: **RELAXAR**]
(2) Inicializar com a seqüência de abertura da mão
[comando padrão: **INÍCIO**]
(3) Travar comando de forma a não permitir alterações
[comando padrão: **FIM**]
(4) Aumentar a intensidade do estímulo
[comando padrão: **MAIS**]
(5) Diminuir a intensidade do estímulo
[comando padrão: **MENOS**]
(6) Comando para preensão lateral
[comando padrão: **PEGAR**]
(7) Comando para preensão palmar
[comando padrão: **AGARRAR**]
(8) comando para extensão do indicador
[comando padrão: **DIGITAR**].

Resultados

No sistema apresentado cada um dos seis canais gera o estímulo independentemente, porém mantendo os

parâmetros de freqüência e burst de sinais fixos. A amplitude de estimulação definida previamente através das *lookup tables* pode atingir um valor máximo de 70V (medidos com carga de 1 kO), codificados através de conversores digitais-analógicos em 256 níveis (Tabela 1).

Tabela 1: Sinal de resposta para entrada ao microcontrolador em função do comando de voz - *Lookup table* do movimento DIGITAR.

Nível de Intensidade	**Canais**					
	1	***2***	***3***	***4***	***5***	***6***
1	132	0	0	123	0	0
2	132	0	0	125	0	0
3	134	0	0	125	0	0
4	136	0	0	127	0	0
5	138	0	0	127	0	0

Uma vez que o usuário diz um comando, o sistema de reconhecimento de voz gera um código digital correspondente que é decodificado e interpretado pelo microprocessador (Tabela 2).

Tabela 2: Codificação dos comandos de voz

Comando de Voz	**Sinal de Saída do Sistema de Reconhecimento de Voz (em Hexadecimal)**
Relaxar	7F
Início	BF
Fim	3F
Mais	F7
Menos	77
Pegar	B7
Agarrar	37
Digitar	FB

Assim, para que seja habilitado o início de qualquer movimento é necessário que seja dito o comando para iniciar a seqüência de abertura da mão [comando padrão: **INÍCIO**] e, em seguida o comando de voz para o referido movimento desejado: comando para preensão lateral [comando padrão: **PEGAR**], preensão palmar [comando padrão: **AGARRAR**] ou extensão do indicador [comando padrão: **DIGITAR**]. Assim, o fluxo do software é deslocado para a *lookup table* correspondente.

Da mesma forma, para que seja aumentada a intensidade de estímulo [comando padrão: **MAIS**] ou diminuída a intensidade de estímulo [comando padrão: **MENOS**], esses comandos de voz farão o deslocamento do ponteiro de intensidade, ou seja, deslocamento de linha na referida *lookup table* do comando que está sendo aplicado, atualizando os canais (Figura 3).

Uma vez travado [comando padrão: **FIM**], este irá desabilitar qualquer tipo de alteração no padrão de preensão e na intensidade de estímulo que estão sendo aplicados. Para desabilitar este travamento, será necessário a utilização do comando que cessa a estimulação [comando padrão: **RELAXAR**].

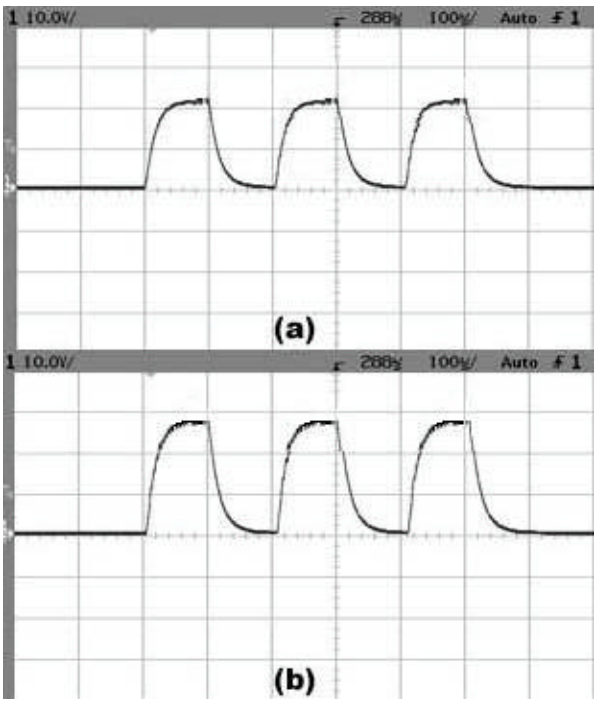


Figura 3: Intensidades do sinal de estimulação: a) e b) diferentes níveis de intensidade de estímulo.

O sistema de reconhecimento de voz, o qual faz a interface entre o sistema de estimulação e o comando do usuário, está suscetível a ruídos provindos do ambiente. Torna-se vital o uso de um microfone de lapela ou *headset* de boa qualidade, caso contrário, será necessário repetir o mesmo comando vocálico várias vezes. Da mesma forma, a alteração na clareza, intensidade e cadência dos comandos de voz emitidos são fatores delimitantes no sistema reconhecimento de voz.

Os comandos selecionados mostraram-se eficazes. As palavras são bem diferentes não havendo erros de interpretação por parte do sistema. De qualquer forma, como o sistema de reconhecimento precisa ser treinado através da gravação prévia dos comandos com a voz do usuário, pode-se alterá-los facilmente durante esse procedimento. Cada um dos comandos é associado a um código digital responsável por deflagrar as seqüências de estimulação.

A utilização de diferentes níveis de estímulos possibilita a obtenção de vários graus de preensão, seja com relação à extensão do movimento e/ou força exercida contra o objeto.

As obtenções das intensidades relativas foram feitas segundo um levantamento experimental, visando encontrar a relação de intensidades ou amplitude de estímulos entre os diferentes músculos ativados, proporcionando a obtenção do padrão de preensão desejado. Após esse procedimento se estabelece mais quatro níveis de intensidades apenas para os músculos envolvidos diretamente na preensão, definindo assim os cinco níveis citados anteriormente.

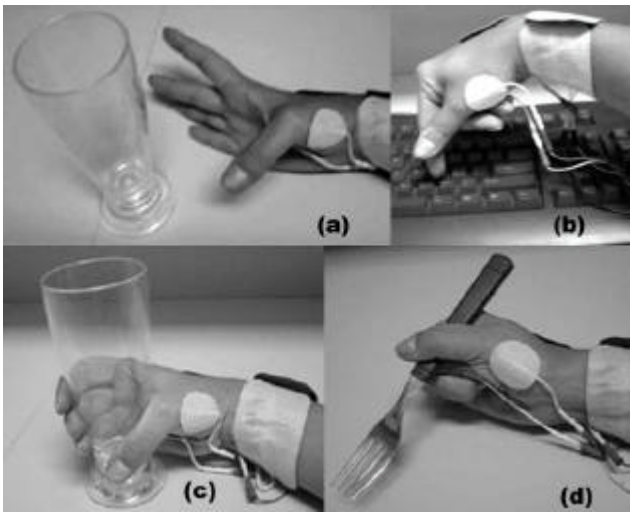


Figura 4: Exemplo de resposta obtida: a) Abertura da mão - b) Extensão do indicador - c) Preensão palmar - d) Preensão lateral.

Discussão

O sistema de estimulação propriamente dito, constituído pelo sistema analógico de geração e amplificação dos trens de pulsos, bem como os parâmetros do sinal de estimulação, como número de pulsos, largura de pulso e freqüência de repetição, por serem baseados em sistema anterior [3], [4], já foram previamente testados, tendo mostrado adequação para o fim proposto.

Da mesma forma, as seqüências de estimulação utilizadas nesse trabalho, têm se mostrado adequadas possibilitando a realização da maioria das atividades do cotidiano, e por esse motivo foram as selecionadas para serem incluídas na programação [3], [4].

Fica desconsiderado o uso de qualquer tipo de botão seja eles do tipo deslizantes ou *push-button* dos tipos *dip switch* ou *tactile switches*, em função da pequena força que os pacientes com lesões medulares destes níveis possuem nas pontas dos dedos. O comando por voz é uma alternativa bastante atrativa. Cada vez mais a tecnologia é aplicada a produtos dedicados; a fala e a linguagem estão sendo amplamente usadas para dar mobilidade aos portadores de deficiência, aplicação na qual as barreiras de acesso não são só físicas, mas também tecnológicas. Indivíduos com perda de mobilidade física podem se beneficiar e muito dessa tecnologia.

Por outro lado, apesar da evolução das técnicas de processamento, esses sistemas ainda encontram algumas limitações. A distorção do sinal de fala ocorre por vários caminhos, incluindo distorção no canal de comunicação, adição de ruído acústico, e pela própria variabilidade do sinal de fala, como por exemplo, alteração morfofisiológica do aparelho fonador (rouquidão, faringite, laringite, etc), *stress*, fatores emocionais, esforço e velocidade de fala. Todos estes fatores fazem com que comecem a ocorrer mudanças significativas entre os parâmetros de treino e teste, invalidando o reconhecimento.

Como o mesmo padrão de movimento pode ser utilizado para a preensão de diferentes objetos que podem requerer força ou tamanho da abertura/fechamento da mão diferentes, a existência de vários níveis de estímulo, graduando os parâmetros supra citados, possibilita uma maior otimização do uso da estimulação, contribuindo para reduzir o processo de fadiga muscular que pode ocorrer mais rapidamente se utilizados níveis de estimulação desnecessários [3], [4].

Conclusão

Os estudos realizados nos permitem concluir que existem poucos modelos de estimuladores disponíveis no mercado, principalmente no mercado brasileiro. Os estimuladores disponíveis são, em sua maioria, equipamentos para estimulação terapêutica, ou seja, para utilização em consultórios, com acompanhamento de médico e fisioterapeutas.

As opções portáteis, que podem ser utilizadas por pacientes em suas atividades diárias, em sua maior parte são sistemas implantados. Esses sistemas são bastante caros, já que acrescido ao custo do equipamento estão o custo dos médicos e internação para procedimento cirúrgico de implante do sistema.

O sistema desenvolvido visa preencher a lacuna existente. Propõe-se um sistema portátil, que pode ser utilizado nas atividades do cotidiano de lesados medulares, e que pelo seu baixo custo estará ao alcance de um maior número de indivíduos.

Agradecimentos: Os autores agradecem o Centro Universitário da FEI e à FAPESP pelo apoio.

Referências

[1] MAYNARD Jr., F. M., BRACKEN, M. B., CREASEY, G., DITUNNO, J. F., DONOVAN, W. H., DUCKER, T. B., GARBER, S. L., MARINO, R. J., STOVER, S. L., TATOR, C. H., WATERS, R. L., WILBERGER, J. E., YOUNG, W., " International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury", *Spinal Cord* 35: 266-74, 1997.

[2] PECKHAM, P. H., CREASEY, G. H., " Neural Prostheses: Clinical Applications of Functional Electrical Stimulation in Spinal Cord Injury", *Paraplegia* 30: 96-101, 1992.

[3] CASTRO, M. C. F., CLIQUET JR., A., "Artificial Grasping System for the Paralyzed Hand**",** *Artif. Org.* 24(3): 185-88, 2000.

[4] CASTRO, M. C. F., CLIQUET JR., A., "Estimulação Elétrica Neuromuscular e Estimulação Eletrotáctil na Restauração Artificial da Preensão e da Propriocepção em Tetraplégicos", *Acta Ortop. Bras,* 9(3): 19-28, 2001.

[5] SENSORY, INC., Internet site address: http://www.sensoryinc.com acessado em 06/01/2003.

ANALISE BIOMECÂNICA DO MÚSCULO GASTROCNÊMIO DE RATAS SUBMETIDAS À NATAÇÃO E AO SEDENTARISMO

A. C. Shimano*, J. G. P. Oliveira*, J. P. C. Matheus*, L. B. Gomide*, G. L. Sene*, J. B. Volpon*,

* Universidade de São Paulo/Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor – Laboratório de Bioengenharia, Ribeirão Preto, Brasil

ashimano@fmrp.usp.br; jugular@terra.com.br

Abstract: The purpose of this study was to investigate the influence of physical training and sedentarism on the mechanical properties of striated muscle. Twenty-four adult female Wistar rats were allocated into three groups. In one group the animals were physically conditioned by a swimming program during six weeks. In another group the animals were kept in small cages in which their mobility was limited. A third group served as control. The right gastrocnemius was mechanically tested in traction with analysis of the following parameters: stiffness, ultimate limit and elastic limit. The results suggested that swimming caused positive mechanical adaptations. Conversely, sedentarism yielded a decrease in the mechanical parameters.
Key-words: swimming, sedentarism, mechanical properties, muscle.

Introdução

O sistema músculo-esquelético possui a importante característica de modificar reversivelmente sua composição, a fim de se adaptar às alterações de demanda funcional [1]. Diversos estudos demonstraram que o músculo esquelético dos mamíferos tem a habilidade de funcionar eficientemente em uma variedade de condições, o que é fundamental para a sobrevivência das espécies [2].

A atividade física regular influencia a maioria dos sistemas do corpo, melhorando a capacidade funcional, enquanto sua redução ou falta (sedentarismo) resulta em declínio ou disfunção dos sistemas orgânicos [3]. O treinamento de baixa tensão e alta repetição, como a natação, melhora a capacidade das células musculares sustentarem esforços [4]. Experimentos com ratos e outros mamíferos procuram simular condições de estresse físico observado em humanos, visando o melhor acompanhamento das alterações sistêmicas decorrentes do exercício. A natação é uma habilidade inata a ratos e os estudos realizados utilizando esse modelo revelam a ocorrência de adaptações ao treinamento físico semelhantes às observadas em humanos [5].

A mensuração das propriedades mecânicas é uma interessante ferramenta no estudo das respostas da musculatura esquelética frente às variadas alterações de demanda funcional, tais como treinamento físico e sedentarismo, pois fornece conhecimentos adicionais importantes a respeito das conseqüentes adaptações [6].

Há muitos trabalhos experimentais que evidenciam as alterações moleculares e celulares das adaptações do sistema muscular ao aumento e diminuição de atividade [7]. Porém, observa-se uma escassez de dados relacionados às propriedades mecânicas destes tecidos biológicos, o que motivou a realização deste trabalho, que tem como objetivo analisar os efeitos da natação e do sedentarismo nas propriedades mecânicas do músculo gastrocnêmio de ratas submetidas a treinamento de resistência em meio líquido e mantidas em condição de restrição da mobilidade.

Materiais e Métodos

Foram utilizadas 24 ratas da variedade Wistar, peso entre 235 e 285 gramas, divididas em 3 grupos experimentais, contendo 8 animais: grupo 1 (Controle) – mantido em condição basal por 6 semanas; Grupo 2 (Treinado) – submetido a um protocolo de 6 semanas de natação; Grupo 3 (Sedentário) – alojado durante 6 semanas em gaiolas reduzidas, nas quais a mobilidade foi limitada.

A natação foi realizada em um reservatório de água circular, fabricado em plástico, capaz de armazenar 500 litros e com profundidade de 60 cm. A temperatura da água foi mantida em 32° C por um aquecedor de aquário e uma bomba gerou leve agitação do líquido [8].

Os animais foram exercitados no período da manhã, 5 dias por semana, com descanso aos sábados e domingos, durante 6 semanas consecutivas, totalizando 30 sessões de natação. A primeira semana de atividade física consistiu em um trabalho de adaptação, em que foram aplicadas cinco sessões de 10, 20, 30, 40 e 50 minutos [9]. Em seguida, iniciou-se o treinamento de adaptação progressiva ao esforço, no qual os animais nadaram durante 60 minutos, com carga aumentada progressivamente de 5% até 8% do peso corporal da rata, por meio de pesos de chumbo colocados em uma cinta fixada ao tórax do animal, de modo a não prejudicar a movimentação.

Os animais do Grupo 3 (Sedentário) foram alojados, durante 6 semanas, em compartimentos que restringiram a movimentação. Para tanto, foram utilizadas gaiolas adaptadas, de altura padrão e área de piso igual a

270 cm², o que permitiu que os animais descansassem, movimentassem e expressassem os ajustes posturais normais, evitando estresse [10].

As ratas do Grupo 1 (Controle) foram mantidas por 6 semanas em gaiolas "padrão" (área total do piso igual a 1162,5 cm²), em grupos de 3, como mostra a figura 1.

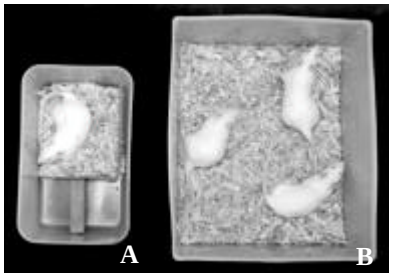


Figura 1: comparação entre gaiola reduzida (A) e gaiola padrão (B)

Após o treinamento, os animais foram submetidos à eutanásia por administração intraperitonial de dose excessiva do anestésico Tiopental Sódico. Os músculos gastrocnêmios do membro posterior direito foram retirados para realização do ensaio mecânico de tração longitudinal na Máquina Universal de Ensaio da marca EMIC®, modelo DL10000 do Laboratório de Bioengenharia FMRP/USP, como ilustrado no figura 2.

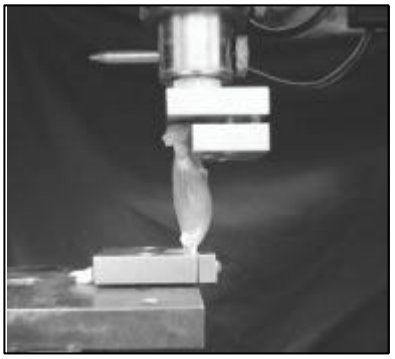


Figura 2: Máquina Universal de Ensaio, com os acessórios para ensaio de tração acoplados.

Uma célula de carga de 200kgf foi acoplada à máquina e aplicada uma pré-carga de 200g durante o tempo de acomodação de 60 segundos, com velocidade pré-estabelecida para o ensaio de 10 mm/minuto. A partir dos gráficos carga *versus* alongamento de cada ensaio, foram obtidas e analisadas as propriedades mecânicas de carga no limite de proporcionalidade, carga no limite máximo e rigidez.

A análise estatística das propriedades mecânicas foi realizada por meio do programa Graph Pad ® Instat v. 3.0. O teste aplicado entre os grupos experimentais foi o ANOVA e, para análise dos pares de grupos, o teste Tukey, ambos utilizando um nível de significância de 5%.

Resultados

Na comparação das propriedades mecânicas, o grupo Controle apresentou carga no limite de proporcionalidade (CLP) de (37,5±2,5) N, o Treinado de (40,6±4,8) N e o Sedentário (32,3±2,9) N, conforme mostra a Figura 3.

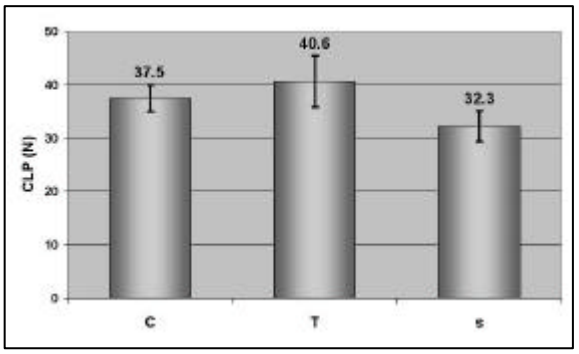


Figura 3: CLP - (C) Controle; (T) Treinado; (S) Sedentário.

Houve diferença estatística significativa da CLP entre os grupos Controle e Sedentário ($p<0,05$), bem como entre o Treinado e o Sedentário ($p<0,001$). Comparando os grupos Controle e Treinado, não foi observada diferença estatística significativa ($p>0,05$), apesar de ter havido tendência de esta propriedade assumir valores maiores no grupo Treinado.

Quanto à carga no limite máximo (CLM), no grupo Controle foi de (45,0±1,9) N, no Treinado de (50,9±3,4) N e no Sedentário de (42,9±2,4) N, como mostrado na Figura 4.

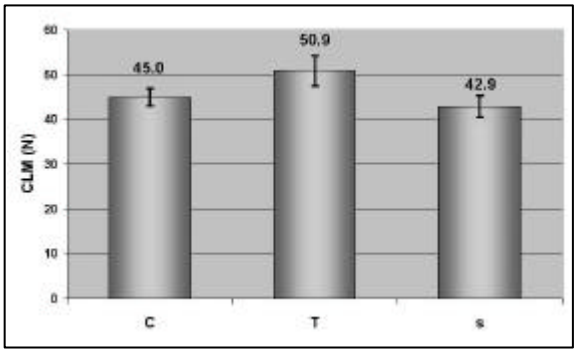


Figura 4: CLM - (C) Controle; (T) Treinado; (S) Sedentário.

Na comparação dos grupos, houve diferença estatística significativa na CLM entre o Controle e Treinado ($p<0,001$) e entre o Sedentário e Treinado ($p<0,001$). O grupo Controle, quando comparado ao Sedentário, não apresentou diferença estatística significativa ($p>0,05$), apesar de a CLM ter mostrado tendência a atingir valores maiores no primeiro.

A rigidez (Rig), conforme mostra a Figura 5, apresentou os seguintes valores para os grupos Controle, Treinado e Sedentário, respectivamente: (4,94±0,26) x 10^3 N/m; (5,39±0,71) x 10^3 N/m; (3,95±0,66) x 10^3 N/m.

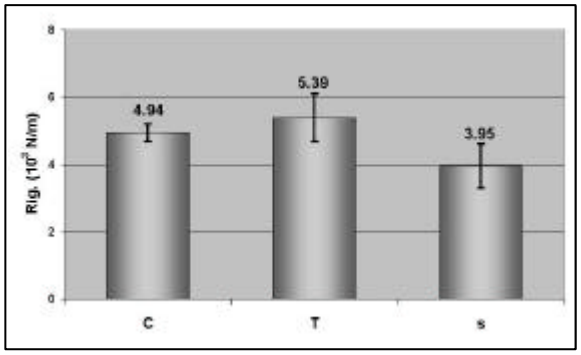


Figura 5: Rig - (C) Controle; (T) Treinado; (S) Sedentário.

Houve diferença estatística significativa na rigidez entre os grupos Controle e Sedentário ($p<0,01$)e entre o Treinado e o Sedentário ($p<0,001$). Em relação ao grupo Controle comparado ao Treinado, não foi observada diferença estatística significativa ($p>0,05$), apesar de existir uma tendência a apresentar valores maiores no segundo grupo.

Discussão

As alterações nas propriedades mecânicas dos tecidos biológicos, decorrentes de diminuição ou aumento de demanda funcional, são resultantes de alterações histológicas, mas nem todas adaptações histológicas geram modificações biomecânicas.

Há uma lacuna na literatura no que se refere aos efeitos da natação e sedentarismo nas propriedades mecânicas do tecido muscular.

A atividade física tem como peculiaridade causar modificações profundas no equilíbrio interno do organismo, levando-o a desenvolver mecanismos adaptativos variados, de acordo com o tipo de atividade física implementada [11]. A natação tem mostrado ser um método eficiente no que se refere à obtenção de adaptações fisiológicas ao exercício [12].

Um estudo com ratos Wistar sedentários e treinados com natação mostrou, por meio de análises histológicas, adaptações ao treinamento, havendo hipertrofia de 18,6% nas fibras do gastrocnêmios dos animais exercitados em comparação aos sedentários [13]. Outra pesquisa com ratos treinados com natação por 8 semanas também mostrou adaptações periféricas favoráveis com a atividade física regular, pelo aumento do metabolismo oxidativo do músculo esquelético a partir da 6° semana de exercitação [14].

A indução do sedentarismo por restrição da mobilidade já mostrou resultados no metabolismo colágeno de camundongos mantidos em recipientes com ¼ do volume das gaiolas padrão [15].

Condições que causam efeitos deletérios à resistência e módulo de elasticidade de um músculo ou grupo muscular podem expor a estrutura ligamentar das articulações a um maior risco de lesões [6].

No presente estudo, observando os valores de carga no limite de proporcionalidade, carga no limite máximo e rigidez, podemos verificar que houve melhora, estatisticamente significativa ou tendência, destas propriedades nos músculos das ratas treinadas. Isto é, suportaram maiores cargas antes de deformarem irreversivelmente ou romperem. Da mesma forma, mostraram-se mais rígidos, ou seja, precisaram de uma carga maior para assumirem a mesma deformação dos grupos comparativos. Além disto, a diminuição de demanda, induzida pela redução da mobilidade (sedentarismo), mostrou ter influência nas propriedades mecânicas dos músculos das ratas, piorando suas respostas.

Conclusão

A análise biomecânica sugere haver alterações decorrentes tanto da atividade física regular (natação), como do sedentarismo (restrição da mobilidade).

O treinamento proposto foi eficiente na melhora das propriedades mecânicas do músculo gastrocnêmio, o que foi demonstrado pelas adaptações biomecânicas favoráveis da musculatura esquelética frente ao aumento da demanda funcional. Da mesma forma, o modelo de sedentarismo apresentado também influenciou as propriedades mecânicas, gerando respostas adaptativas coerentes com a redução de demanda imposta pela restrição da movimentação, ou seja, piora das propriedades analisadas.

Referências

[1] APPELL, H.J., "Muscular atrophy following immobilization. A review", *Sports Med*. 10(1):42 – 58, 1990.

[2] GOLDSPINK, G., "Selective gene expression during adaptation of muscle in response to different physiological demands", *Comp. Biochem. Physiol.* 120:5 – 15, 1998.

[3] TOPP, R., DITMYER, M., KING, K., DOHERTY, K., HORNYAK, J., "The effect of bed rest and potential of Prehabilitation on patients in the intensive care unit", *Clinical Issues.*13(2):263 – 76, 2002.

[4] BUCKWALTER, J.A., GRODZINSKI, A. J., "Loading of healing bone, fibrous tissue and muscle: implications for orthopaedic practice", *J Am Acad Orthop Surg*. 7:291 – 99, 1999.

[5] GOBATTO, C.A., SIBUYA, C.Y., AZEVEDO, J. R. M., LUCIANO, E., KOKUBUN, E., MELLO, M.A. R., "Caracterização da intensidade do exercício e do

efeito do treinamento físico no modelo de natação de ratos Wistar", *Motriz.* 7(1) (Supl.):57 – 62, 2001.

[6] CAIOZZO, V.J., "Plasticity of skeletal muscle phenotype: mechanical consequences", *Muscle & Nerve*. 26:740 – 68, 2002.

[7] MERCIER, J., MARTIN, A.P., BIGARD, X., VENTURA, R., "Muscle plasticity and metabolism: effects of exercise and chronic diseases", *Molecular Aspects of Medicine*. 20:319 – 73, 1999.

[8] CARVALHO, C. M.M., SHIMANO, A.C., VOLPON, J.B., "Efeitos da imobilização e do exercício físico em algumas propriedades mecânicas do músculo esquelético", *Rev Bras Eng Biom.* 18(2):65 – 73, 2002.

[9] LINARDI, M., *Estudo da sensibilidade aos efeitos cronotrópico e inotrópico das catecolaminas em átrios isolados de ratos submetidos a treinamento físico*, Campinas: Instituto de Biologia da Universidade Estadual de Campinas - Departamento de Fisiologia e Biofísica, 1992.

[10] GUIDE FOR THE CARE AND USE OF LABORATORY ANIMALS, Internet site address: http://www.nap.edu/books/0309053773/html/, acessado em 08/04/2004.

[11] GALLANI, M.C.B.J., AZEVEDO, J.R.M., SAMPAIO BARROS, M.M., MACIEL, R.E., "Interação entre exercício físico e suplementação de ácido ascórbico sobre a histamina tecidual do músculo esquelético e cardíaco de cobaias sedentárias e treinadas", *Rev Paul Educ Fís.* 11(2):134–41, 1997.

[12] KOKUBUN, E., *Interações entre o metabolismo de glicose e ácidos graxos livres em músculos esquelélicos*, São Paulo: Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo, 1990.

[13] SAMPAIO BARROS, M.M., *Dosagem histamínica muscular de ratos exercitados*, Campinas: Instituto de Biologia da Universidade Estadual de Campinas, 1993.

[14] MEDEIROS, A., GIANOLLA, R.M., KALIL, L.M.P., BACURAU, R.F.P., ROSA, L.F.B.C., NEGRÃO, C.E., BRUM, P.C., "Efeito do treinamento físico com natação sobre o sistema cardiovascular de ratos normotensos", *Rev Paul Educ Fís.* 14(1):7-15, 2000.

[15] HIKKINEN, E., VOURI, I., "Effect of physical activity on the metabolism of collagen in aged mice", *Acta Physiol Scand*. 84:543 – 49, 1972.

INFLUÊNCIA DA IMOBILIZAÇÃO GESSADA NAS PROPRIEDADES BIOMECÂNICAS DO MÚSCULO GASTROCNÊMIO

A. C. Shimano*, J. P. C. Matheus*, J. G. P. Oliveira**, L. B. Gomide** e J. B. Volpon*

* Universidade de São Paulo-FMRP/Departamento de Biomecânica Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, Ribeirão Preto-SP, Brasil
** Universidade de São Paulo/Interunidades Bioengenharia - EESC/FMRP/IQSC, Ribeirão Preto-SP, Brasil

e-mail: ashimano@fmrp.usp.br; jpcmatheus@yahoo.com.br

Abstract: The study of the effects of the immobilization on the muscular tissue is a very important issue and the measurement of the biomechanics properties provides relevant knowledge about adaptations occurred from functional demands. Thirty female rats were used and divided in to 3 groups: (1) controls, (2) right hind limb immobilized in plaster for 7 days and (3) the same immobilization for 14 days. After completing the experimental time, the animals were killed and their gastrocnemius muscles were submitted to a mechanical test of traction. The analyzed properties were: ultimate deformation, ultimate load and stiffness. The immobilization promoted significant decrease in all analyzed properties but there wasn't any statistical difference between the 7 and 14 days of immobilization.
Key-words: muscle, biomechanics properties, rat, immobilization.

Introdução

As lesões que acometem o sistema músculo esquelético como: fraturas, rupturas de ligamentos e distúrbios degenerativos requerem tratamento cirúrgico ou conservador e um período posterior de imobilização. Na prática clínica é possível observar a atrofia muscular como uma das conseqüências do período de imobilização [1]. A função muscular esquelética depende de vários fatores, tais como, atividade proprioceptiva intacta, inervação motora, carga mecânica e mobilidade das articulações [2], em condições adversas a essas ocorrem algumas adaptações.

Dados histológicos já descrevem diminuição na síntese protéica muscular após 6 horas de imobilização [3], aumento intenso no volume de tecido conjuntivo após 2 dias [4] e atrofia de 35% a 45 % após 7 dias [5].

A mensuração das propriedades mecânicas do tecido músculo esquelético consiste em uma ferramenta de grande utilidade, pois por meio dela são fornecidos conhecimentos adicionais relevantes sobre as conseqüentes adaptações e alterações nas diferentes demandas funcionais [6].

O objetivo do estudo é analisar as propriedades mecânicas do músculo gastrocnêmio de ratas sob efeito da imobilização gessada por 7 dias e 14 dias.

Materiais e Métodos

Foram utilizadas 30 ratas, *Wistar*, com massa corporal de (230±28)g, fornecidas pelo Biotério Central da USP – Campus Ribeirão Preto. Os animais foram mantidos em gaiolas de contenção no Biotério do Laboratório de Bioengenharia - FMRP/USP e divididos em 3 grupos experimentais de 10 animais: Grupo 1 – Controle, Grupo 2 – Imobilização por 7 dias e Grupo 3 – Imobilização por 14 dias.

Nos grupos 2 e 3 os animais foram previamente anestesiados com associação de Cloridrato de Ketamina (60 mg/Kg) e Xilazina (15 mg/Kg) – administrado via intramuscular e, em seguida, o membro posterior direito foi imobilizado, com aparelho gessado, incluindo a pelve, o quadril e o joelho (todos em extensão). O gesso foi substituído quando danificado e as imobilizações foram mantidas por 7 e 14 dias, conforme os grupos citados.

Após os períodos de imobilização, os animais foram submetidos à eutanásia por administração intraperitonial de dose excessiva do anestésico Tiopental Sódico. Os músculos gastrocnêmios foram retirados para realização do ensaio mecânico de tração longitudinal na Máquina Universal de Ensaio da marca EMIC®, modelo DL10000 do Laboratório de Bioengenharia FMRP/USP. A figura 1 apresenta os acessórios e um dos músculos sendo submetido e ensaio de tração.

Uma célula de carga de 200kgf foi acoplada à máquina e aplicada uma pré-carga de 200g durante o tempo de acomodação de 30 segundos, com velocidade pré-estabelecida para o ensaio de 10 mm/minuto.

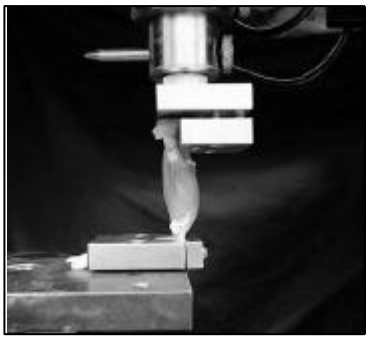


Figura 1: Músculo gastrocnêmio submetido a ensaio de tração.

A partir dos gráficos carga *versus* deformação de cada ensaio, foram obtidas as propriedades mecânicas de alongamento e carga no limite máximo e rigidez.

Resultados

Na análise simultânea dos grupos experimentais utilizou-se o teste ANOVA e entre os grupos experimentais o teste Tukey-Kramer, ambos com nível de significância de 5% e processados no programa INSTAT GRAPH PAD® v.3.0.

Na comparação das propriedades mecânicas, o grupo 1 (Controle) apresentou alongamento máximo médio (ALM) de (11,54±1,58x10^{-3})m, o grupo 2 (I-7) (9,98±1,10x10^{-3})m e o grupo 3 (I-14) (8,40±1,92x10^{-3})m.

Quando analisada a propriedade de alongamento máximo (ALM) foi possível observar diferença estatisticamente significativa somente com 14 dias de imobilização ($p<0,001$) (Figura 2).

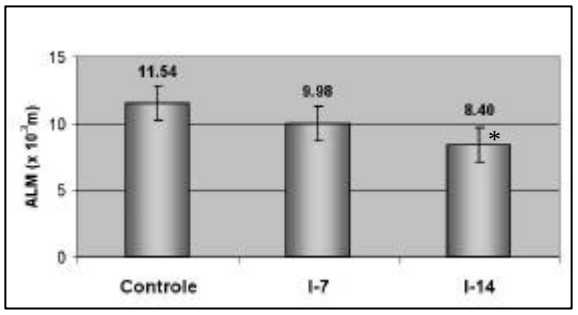


Figura 2: Alongamento máximo médio dos grupos.

Quanto à carga máxima média (CLM), apresentaram respectivamente valores de (35,15±2,71) N, (24,52±3,22) N e (20,10±3,11) N.

Nesta propriedade (CLM) o grupo controle apresentou diferença estatisticamente significativa em relação aos grupos imobilizados ($p<0,05$). Porém, quando comparado o grupo imobilizado 7 dias com o imobilizado 14 dias, não foi possível observar diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$) (Figura 3).

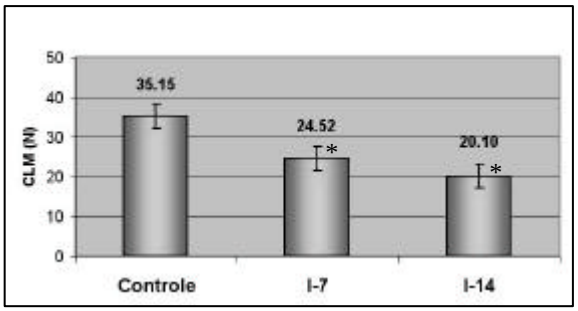


Figura 3: Carga máxima média dos grupos.

Já a rigidez (4,34±0,79 x10^{3}) N/m, (3,44±0,70 x10^{3}) N/m e (3,18±0,64 x10^{3})N/m, respectivamente.

Na propriedade de rigidez (Rig.) o grupo controle também apresentou diferença estatisticamente significativa em relação aos demais grupos ($p<0,05$). Porém, quando comparado o grupo imobilizado 7 dias com o imobilizado 14 dias, não foi possível observar diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$) (Figura 4).

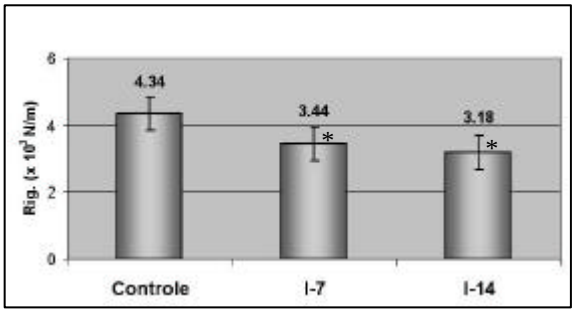


Figura 4: Rigidez média dos grupos.

Neste estudo nós obtivemos uma queda, do alongamento máximo, de 14% na 1ª semana e de 28% na 2ª semana de imobilização. Para a carga máxima foi observada uma queda de 31% na 1ª semana e 43% na 2ª semana. Já para a rigidez foi observada uma queda de 21% na 1ª semana e 27% na 2ª semana de imobilização.

Discussão

Estudos histológicos constataram que após 2 dias de imobilização houve um rápido aumento na quantidade de tecido conjuntivo e com 2 semanas de imobilização as fibras de colágeno do perimísio apresentavam um ângulo de fixação mais agudo que o observado nos músculos normais, acarretando diminuição na elasticidade muscular [4]. Outro estudo obteve, após 3 semanas de imobilização, redução de 26% no diâmetro das fibras musculares e mencionaram que as maiores alterações ocorrem nos primeiros 7 dias de imobilização [2]. Estas alterações explicam a queda nas propriedades de alongamento máximo (14% na 1ª semana e 28% na 2ª) e carga máxima (31% e 43%, respectivamente).

Alguns autores, ao estudarem as propriedades mecânicas musculares, mencionam que a propriedade de rigidez, dada pela tangente do ângulo de inclinação da curva (carga *versus* deformação), é uma importante propriedade a ser estudada. Sua redução indica que o músculo está se alongando mais na presença de cargas menores, o que o torna mais susceptível a lesões [7]. Neste estudo nós obtivemos uma queda importante na propriedade de rigidez (21% com 7 dias e 27% com 14 dias de imobilização). Alterações como estas, principalmente em medicina esportiva, devem ser levadas em consideração quando se pretende inserir um programa de reabilitação acelerada após um período de imobilização.

Conclusão

O músculo gastrocnêmio imobilizado 7 e 14 dias sofre alterações significativas em suas propriedades mecânicas e torna-se mais vulnerável a traumas.

Referências

[1] WILLS, C.A., CAIOZZO, V.J., YASUKAWA, D.I., PRIETTO, C.A., McMASTER, W.C. "Effects of immobilization of human skeletal muscle", *Orthopaedical Review* 11: 57-64, 1982.

[2] APPELL, H.J., "Muscular Atrophy Following Immobilization – A Review", *Sports Medicine*, 10(1): 42-58, 1990.

[3] BOOTH, F.W., "Physilogic and biochemical effects of immobilization on muscle", *Clin Orthop*, 219, 15-20, 1987.

[4] WILLIAMS, P.E., GOLDSPINK, G., "Connective tissue changes in immobilised muscle", *J.Anat*., 138(2): 343-50, 1984.

[5] APPELL, H.J., "Morphology of immobilized skeletal muscle and the effects of a pre and post immobilization training program", *Int. J Sports Méd*., 7(1): 6-12, 1986.

[6] CAIOZZO, V.J., "Plasticity of skeletal muscle phenotype: mechanical consequences", *Muscle Nerve*, 26, 740-768, 2002.

[7] JÄRVINEN, M., EINOLA, S.A., VIRTANEN, E.O., "Effect of position of immobilization upon the tensile properties of the rat gastrocnemius muscle", *Arch. Phisys. Med. Rehabil*., 73, 253-257, 1992.

MONITOR DE PRESSÃO E VOLUME GÁSTRICOS: ESTUDO EXPERIMENTAL EM SUÍNOS

P.R.S. Sanches*, P.R.O. Thomé*, D.P. Silva Jr*, A.F. Müller*,
S. Barros**, C. Freitag**, C. Kruel**, M. Duarte***

* Hospital de Clínicas de Porto Alegre / Grupo de Pesquisa e Pós-Graduação - Serviço de Engenharia Biomédica, Porto Alegre - RS, Brasil
** Programa de Pós-Graduação: Ciências em Gastroenterologia, Faculdade de Medicina, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre - RS, Brasil
*** Hospital de Clínicas de Porto Alegre / Grupo de Pesquisa e Pós-Graduação - Centro de Pesquisas, Porto Alegre - RS, Brasil

e-mail: psanches@hcpa.ufrgs.br

Abstract: The Gastric Pressure Monitor was developed by the Biomedical Engineering Div. of the HCPA. It helps to evaluate Gastric Yield Pressure (GYP) in a swine model for gastroesophageal reflux (GER). A dual-lumen 20 Fr Foley catheter is passed through a gastrostomy into the swine stomach. HCl (0,1N) is infused by gravity and the actual pressure and volume are simultaneously measured by the equipment. These data is serial transmitted to a PC providing real time graphic visualization and recording into a data-base software. Gastric Yield Pressure (GYP) in a swine model for Gastroesophageal Reflux Disease (GERD) is easily measured and reproducible.
Palavras Chaves: **Gastroesophageal Reflux, Gastric Yield Pressure, Physiology.**

Introdução

O Refluxo Gastroesofágico é condição com alta prevalência no trato gastrointestinal e pode originar a Doença de Refluxo Gastroesofágico (DRGE). A DRGE comumente afeta o esôfago e provavelmente é a condição mais prevalente no segmento alto do trato gastrointestinal, acometendo entre 5 e 45% da população ocidental [1][2]. A DRGE altera a qualidade de vida na maioria dos indivíduos afetados, mas a procura por auxílio médico ainda é limitado, tanto pelo elevado custo do tratamento farmacológico quanto pelos riscos do procedimento cirúrgico tradicional [3][4]. Justifica-se, portanto, a pesquisa de um modelo animal experimental que permita testar novos tratamentos endoscópicos para o controle dessa doença [5][6].

Para poder avaliar estas novas técnicas de correção cirúrgica da DRGE tornou-se necessário comparar alguns dados fisiológicos relevantes, antes e depois do procedimento. Um equipamento capaz de monitorar adequadamente a pressão interna e o volume no estômago do animal, durante a simulação de enchimento estomacal *in-vivo*, auxiliaria na avaliação eficaz dos resultados obtidos pela aplicação da técnica cirúrgica. Um pHmetro esofágico de 3 canais detectaria o instante em que ocorre o refluxo gastroesofágico.

Objetivos

Criação de um modelo experimental em suínos para o estudo do Refluxo Gastroesofágico através da Pressão e do Volume de Vazão Gástricos.

Desenvolvimento de um equipamento que possibilite visualizar diretamente a pressão estomacal e o volume infundido durante o procedimento de enchimento estomacal *in vivo*, para melhor avaliar as condições de ocorrência do refluxo gastroesofágico. As informações obtidas devem ser armazenadas em um banco de dados, permitindo a impressão de relatórios completos.

Avaliar a eficácia da técnica de implante endoscópico de PMMA (Polimetilmetacrilato), ao nível do esfíncter esofágico inferior, para aumentar a Pressão de Vazão Gástrica, o Volume de Vazão Gástrico e a Pressão Basal do esfíncter esofágico inferior (EEI).

Materiais e Métodos

Utilizou-se suínos da linhagem denominada Large White, procedentes da Companhia Agrogen Desenvolvimento Genético Ltda (Montenegro - RS). Os experimentos foram realizados no Centro de Pesquisas do Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA).

Optou-se por um modelo suíno, tanto pela anatomia esofagogástrica, com dimensões esofágicas semelhantes às humanas e permitindo fácil acesso endoscópico, quanto pela recente descrição de refluxo gastroesofágico ácido espontâneo em suínos da raça Large White [5].

Como não foi possível verificar refluxo gastroesofágico espontâneo e consistente nos animais, decidiu-se pelo desenvolvimento de um modelo experimental, onde uma intervenção levasse ao aumento de pressão e volume intragástricos possibilitando testar a eficácia do EEI e da "barreira anti-refluxo".

Foi, então, desenvolvido um equipamento para infusão contínua e controlada de líquidos no estômago

(indução de "vazão" ou refluxo), com monitoração simultânea do volume infundido, da pressão intragástrica, e da acidez esofágica, permitindo assim, detectar o exato momento da ocorrência de refluxo gastroesofágico. Optou-se, como via de acesso, pela realização de uma gastrostomia percutânea com introdução de uma sonda Foley calibre 20 Fr através da parede do estômago.

O equipamento desenvolvido é, basicamente, um sistema de infusão de líquidos por força gravitacional, similar ao utilizado para infusão de soluções intravenosas, com monitoração contínua do volume infundido (em mililitros) e da pressão gástrica (–10 mmHg a 30 mmHg, resolução de 0,1 mmHg). Ele monitora a pressão estomacal a medida que o volume de solução ácida é infundido diretamente no estômago. Para evitar o vazamento do conteúdo gástrico para o duodeno procedeu-se o fechamento do piloro, usando-se uma amarra de silicone ou gaze umedecida em soro fisiológico. O procedimento é encerrado quando ocorre refluxo gastroesofágico, o que é detectado por um pHmetro de três canais instalado no esôfago – previamente limpo e neutralizado - do animal.

O equipamento utiliza a sonda Foley calibre 20Fr descartável (de látex), com duplo lumen e balonete inflável (Figura 1) conectada a um sensor de pressão e a um reservatório elevado com 2 litros de solução de ácido clorídrico (HCl 0,1 Normal). O suporte do reservatório possui uma célula de carga, permitindo a avaliação precisa do volume infundido no estômago do animal. Para o controle, processamento e transmissão serial dos dados, optou-se por um microcontrolador RISC (Microchip PIC16C711) [7].



Figura 1: Sonda Foley calibre 20Fr

Este sistema – mínimo - conecta-se diretamente à porta serial de um computador PC-compatível, ambiente Windows® 9X / Me / XP, não sendo necessárias quaisquer alterações no hardware original da máquina.

O offset dos sensores e da célula de carga são zerados automaticamente pelo sistema, no início de cada procedimento, eliminando assim um dos erros mais freqüentes em medidas de peso (volume) ou pressão: o offset residual.

O erro máximo do sensor de pressão (2.5% FSS, incluindo não-linearidades, histerese de temperatura, histerese de pressão, e estabilidade do offset) é reduzido pela calibração individualizada do mesmo contra um Padrão de Pressão de 0.5%FSS. [8]

Os sinais são amostrados em 50Hz (20ms) e digitalizados com resolução (adequada e suficiente) de 8 bits (1cmH2O/bit e 5ml/bit).

Os dados são transmitidos serialmente a uma taxa de 9600 bauds ao PC, onde são visualizados graficamente, em tempo real, e armazenados automaticamente no Banco de Dados do sistema (Figuras 2,3). Este software, que possibilita a impressão de relatório completo e padronizado incluindo dados do animal, gráficos dos exames, índices, e demais observações relevantes, foi desenvolvido em Visual Basic [9].

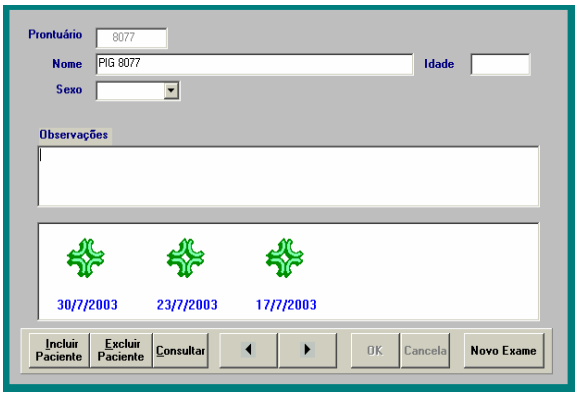


Figura 2: Ficha do Banco de Dados, contendo todos os exames realizados (ícones) para o animal 8077.

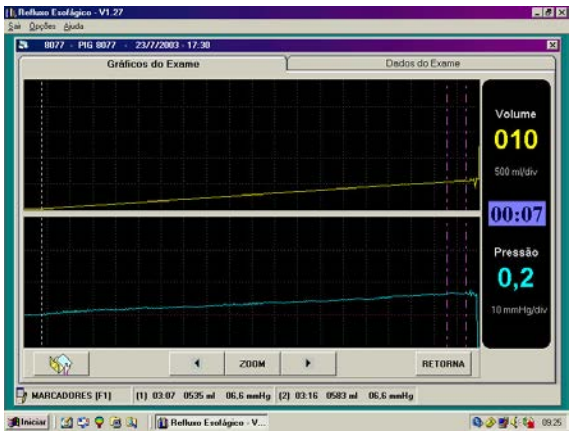


Figura 3: Visualização Gráfica de um dos Exames.

O modelo foi previamente testado em projeto piloto, para reprodutibilidade dos valores obtidos, logrando-se sucesso.

Um total de dezoito animais do sexo feminino, com 8 semanas de idade e média de peso de 14,98 ±2,43 Kg, foi estudado.

Os valores e gráficos de Pressão de Vazão Gástrica (PVG) e Volume de Vazão Gástrico (VVG) foram obtidos, utilizando-se o equipamento e software desenvolvidos pelo Serviço de Engenharia Biomédica do HCPA, momentos antes da cirurgia e, novamente, 28 dias após o implante do PMMA.

Dos dezoito animais alocados, quatro animais evoluíram para óbito no decorrer do experimento e quatorze animais completaram o estudo. A média de

peso, 28 dias após o implante, foi de 20,26 ± 3,68Kg. O ganho ponderal foi considerado normal para a espécie e foi compensado nos cálculos efetuados.

A perda dos animais não ocorreu devido ao procedimento de monitorização de pressão e vazão gástrica, mas a complicações do procedimento de implante endoscópico.

Resultados

Criado o modelo experimental, quatorze suínos submetidos ao implante endoscópico de PMMA foram avaliados e analisados.

Os valores obtidos para a PVG nos dias 1 e 28, para cada animal, podem ser observados na tabela 1 e na figura 4 pode-se comparar graficamente as PVGs obtidas nos dias 1 e 28, respectivamente.

Tabela 1. Valores individuais obtidos para Pressão de Vazão e médias em dois momentos distintos (n=14)

Animal	PVG (mmHg)	
	dia 1	dia 28
1	13,00	18,40
2	6,00	20,20
3	7,60	11,10
4	5,20	7,80
5	4,40	3,80
6	9,00	9,00
7	8,40	7,00
8	8,50	9,50
9	11,60	12,40
10	7,10	6,40
11	8,20	10,10
12	7,60	13,10
13	8,00	10,20
14	8,60	10,60
Média ± dp	8,08 ± 2,23	10,69 ± 4,0

PVG = Pressão de Vazão Gástrica dp = Desvio Padrão

Através do teste t de Student (amostras pareadas) para as pressões de vazão corrigidas obtidas, chegou-se a um t calculado de 2,72 com p= 0,017. Pela comparação realizada entre os valores de Pressão de Vazão Gástrica obtidos no dia 1 e 28, observou-se que existiu diferença estatisticamente significativa entre os valores pré e pós-implante e que a PVG aumentou.

Os valores obtidos para os Volumes de Vazão Gástricos nos dias 1 e 28 para cada animal, juntamente com as médias e desvio padrão para cada momento distinto podem ser observados na tabela 2 e na figura 5 pode-se comparar graficamente os VVGs obtidos nos dias 1 e 28, respectivamente.

Teste t de Student (amostras pareadas), realizado em dados log transformados e corrigidos pelo peso do animal: t = 11,66; gl = 13 ; p < 0,001. Os resultados apresentados confirmam que o volume de vazão pós-implante foi maior do que o volume pré-implante em todos os animais, sendo que essa diferença foi estatisticamente significativa e não dependente do ganho ponderal no período de experimento.

Tabela 2. Valores individuais e médias do Volume de Vazão Gástrica em dois momentos distintos (n = 14)

Animal	VVG (ml)	
	dia 1	dia 28
1	420,00	1475,00
2	520,00	1758,00
3	698,00	975,00
4	208,00	722,00
5	200,00	485,00
6	365,00	662,00
7	538,00	1002,00
8	330,00	725,00
9	610,00	1385,00
10	298,00	750,00
11	285,00	698,00
12	290,00	1015,00
13	308,00	1092,00
14	430,00	1210,00
Média ± dp	392,86 ± 150,41	996,71 ± 360,32

VVG = Volume de Vazão Gástrico dp = Desvio Padrão

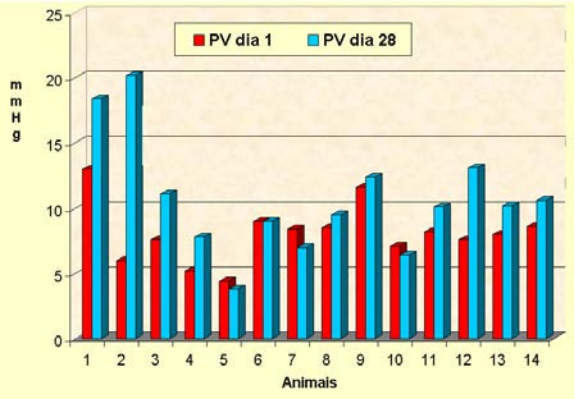


Figura 4: Pressão (PVG) antes e depois da cirurgia.

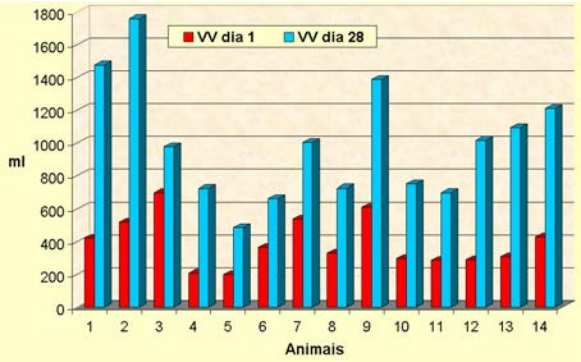


Figura 5: Volume de Vazão (Refluxo) antes e depois da cirurgia de implante de PMMA.

A Pressão de Vazão Gástrica média no dia 1 foi: 8,08 mmHg e no dia 28, 10,69mmHg (Teste t de Student: t = 2,72 gl = 13 p = 0,017).

Os Volumes de Vazão Gástricos médios foram: 392,86 ml para o dia 1 e 996,71 ml no dia 28 (teste t de Student: t = 11,66 gl = 13 p< 0,001).

Discussão

O modelo animal reproduzível desenvolvido neste experimento oferece alguns atrativos, porque abre a oportunidade para pesquisa da DRGE e seus mecanismos fisiopatológicos, em nosso meio. Ele possibilitou que, com uma intervenção cirúrgica de baixo risco operatório e tempo relativamente reduzido, três variáveis (Pressão de Vazão Gástrica, Volume de Vazão Gástrico e Pressão Basal do Esfíncter Esofágico Inferior) pudessem ser medidas com precisão, antes e após o implante endoscópico de PMMA, observando-se seu efeito na junção esofagogástrica. Esse modelo excluiu fatores que gerariam viés para a mensuração da Pressão de Vazão Gástrica, por exemplo, a não obstrução da luz do piloro, com provável escape para o duodeno do líquido infundido no estômago, como em alguns outros modelos realizados [10].

A Pressão de Vazão Gástrica corrigida, tanto pré quanto pós-implante, pelos cálculos realizados, foi independente do aumento ponderal dos animais.

O Volume de Vazão Gástrico aumentou muito em todos os animais estudados, mesmo quando não houve um aumento muito importante da Pressão de Vazão Gástrica. Isto poderia ser devido ao aumento de tamanho dos animais com conseqüente aumento do volume intragástrico. O Volume de Vazão Gástrico foi, então, corrigido em função do peso do animal, obtendo-se com isto valores previsíveis do VVG mesmo quando o peso corporal aumentasse. Uma vez que os valores analisados não seriam mais influenciados pelo aumento do peso do animal, esse aumento, estatisticamente significativo, provavelmente foi devido ao implante do PMMA.

Conclusões

O modelo experimental, em suínos, desenvolvido viabilizou o estudo do Refluxo Gastroesofágico através da Pressão de Vazão Gástrica e Volume de Vazão Gástrico.

Desenvolveu-se um equipamento que permitiu a monitorização contínua e simultânea da Pressão e Volume de Vazão Gástricos durante a infusão de líquido no estômago.

No presente estudo, o implante de PMMA provocou um aumento destes parâmetros, contribuindo para a formação de uma barreira anti-refluxo.

O software de visualização gráfica e banco de dados, desenvolvido em ambiente Windows® 9X / Me / XP, permitiu a impressão de relatórios completos (gráficos e índices), segundo modelo definido em conjunto pelo Serviço de Engenharia Biomédica e o Serviço de Gastroenterologia do HCPA.

A correta escolha dos materiais, tipos de sondas e sensores utilizados, associados a um projeto adequado, resultaram num equipamento robusto e confiável, tornando-se uma ferramenta útil e ágil na avaliação das técnicas cirúrgicas a que se propõe.

Referências

[1] HENRY J. P., LENAERTS A., LIGNY G. "Diagnosis and treatment of gastroesophageal reflux in the adult: guidelines recommended by French and Belgian consensus". *Rev Med Brux* 22 (1): 27-32, 2001.

[2] PEREIRA-LIMA J., BLAYA C., RYNKOWSKI C. "Prevalência da doença do refluxo gastroesofágico: estudo populacional em Porto Alegre, Rio Grande do Sul". *GED* 19 (2): 73-78, 2000.

[3] SHAHEEN N., PROVENZALE D. "The epidemiology of gastroesophageal reflux disease". *Am J Med Sci* 326 (5): 264-73, 2003.

[4] ENCK P, DUBOIS D, MARQUIS P. "Quality of life in patients with upper gastrointestinal symptoms: results from the Domestic/International Gastroenterology Surveillance Study (DIGEST)". *Scand J Gastroenterol Suppl* 231: 48-54, 1999.

[5] KADIRKAMANATHAN S. S., YAZAKI E., EVANS D. F., HEPWORTH C. C., GONG F., SWAIN C. P. "An ambulant porcine model of acid reflux used to evaluate endoscopic gastroplasty". *Gut* 44 (6): 782-8, 1999.

[6] SCHOPF B. W., BLAIR G., DONG S., TROGER K. "A porcine model of gastroesophageal reflux". *J Invest Surg* 10 (3): 105-14, 1997.

[7] PIC16/17 MICROCONTROLLER DATA BOOK 1995/1996 - Microchip Technology Inc. May 1995.

[8] MOTOROLA SENSOR DEVICE DATA - DL200/D REV 2 - Motorola, Inc. 1995.

[9] Microsoft VISUAL BASIC Version 6.0 Programmer's Guide - Microsoft Corporation.

[10] MASON R. J., HUGHES M., LEHMAN G. A., CHIAO G., DEVIERE J., SILVERMAN D. E., DEMEESTER T. R., PETERS J. H. "Endoscopic augmentation of the cardia with a biocompatible injectable polymer (Enteryx) in a porcine model". *Surg Endosc* 16 (3): 386-91, 2002.

MÉTODO PARA DECONVOLUÇÃO DE SINAIS DE TERMODILUIÇÃO

Icaro dos Santos*, Nilton O. Borges**, Adson. F. da Rocha**, Francisco A. de O. Nascimento**

* Univ. Federal de Santa Catarina/Departamento de Engenharia Elétrica, Florianópolis, Brasil
** Universidade de Brasília/Departamento de Engenharia Elétrica, Brasília, Brasil

e-mail: icaro@ieee.org

Abstract: This work presents a new method for improving the time response of temperature sensors in Swan-Ganz catheters. The Swan-Ganz catheter can be used for measuring cardiac output and right ventricle ejection fraction (RVEF). However, in order to measure ejection fraction, the temperature sensor must have a fast time response. The objective of the developed algorithm is, by using deconvolution, to improve this time response. The algorithm is based on time and frequency-domain techniques, and yields slightly better results than other reported techniques. The tests shows that the method has excellent accuracy (SD equals 0.026 for RVEF ranging from 0.3 to 0.8).
***Palavras Chaves*: fração de ejeção do ventrículo direito, deconvolução, processamento de sinais.**

Introdução

O débito cardíaco (DEC) é uma medida muito importante na avaliação do funcionamento do coração. A fração de ejeção do ventrículo direito (FEVD) é outro parâmetro relevante, pois tem grande correlação com a saúde muscular do coração. Atualmente o método mais utilizado para a medição desses parâmetros é a termodiluição. Esse método envolve a injeção, no coração, de uma substância isotônica com o sangue, normalmente a uma temperatura menor que a temperatura basal sangüínea. A mistura resultante apresenta uma temperatura intermediária entre a do indicador e a do sangue. Quando o sangue é ejetado pelo coração, sua temperatura é medida por meio de um termistor localizado na artéria pulmonar.

Para a medida da fração de ejeção, é necessário que o termistor utilizado possua uma resposta rápida às variações de temperatura. Esses termistores apresentam um alto custo, encarecendo o tratamento. Com a finalidade de minimizar esses custos, da Rocha [1,2] desenvolveu uma técnica para a recuperação do sinal de termodiluição distorcido pelo termistor lento, utilizando-se as propriedades do espectro da curva de termodiluição. Essa técnica foi posteriormente aperfeiçoada por dos Santos [3,4]. Este trabalho tem como objetivo permitir a recuperação do sinal de termodiluição, porém utilizando das caracteristicas temporais da forma de onda de termodiluição.

No método da termodiluição, é mais comum o uso do lado direito do coração, devido a vários motivos, sendo o principal a facilidade de acesso ao mesmo. A Figura 1 ilustra a inserção do cateter no coração. O cateter é conduzido pela veia cava até o lado direito do coração, passando pelo átrio direito, pelo ventrículo direito, e finalmente alojado na artéria pulmonar.

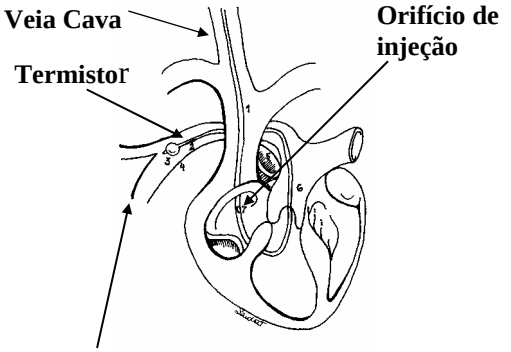


Figura 1: Inserção do cateter no coração.

A Figura 2 ilustra um cateter muito utilizado para a termodiluição: o cateter Swan-Ganz.

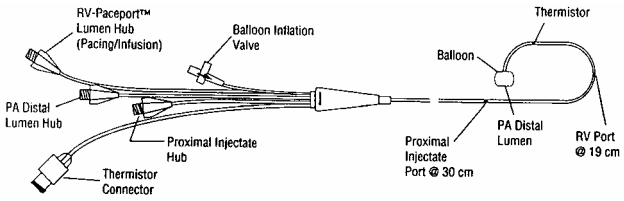


Figura 2: Cateter Swan-Ganz, modelo 93A-931H-7.5F, fabricado pela Baxter-Edwards.

Materiais e Métodos

O processo de bombeamento do sangue pelo coração apresenta regime pulsátil, em dois tempos, um de enchimento e outro de esvaziamento. A Figura 3 apresenta um modelo mecânico simplificado do coração que permite um melhor entendimento do processo usado na termodiluição.

O volume máximo na diástole do ventrículo é chamado de V_{max}, o volume mínimo na sístole é chamado de V_{min} e o intervalo entre as batidas do coração é denominado Δt. Desse modo, a quantidade de

sangue bombeado para a artéria pulmonar (volume sistólico) é igual a (V_{max}-V_{min}) num período Δt .

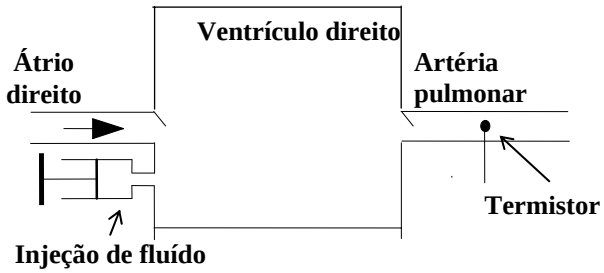


Figura 3: Modelo mecânico simplificado da termodiluição.

A Figura 4 ilustra o comportamento idealizado da temperatura do sangue na artéria pulmonar durante a termodiluição quando um líquido frio é injetado no átrio.

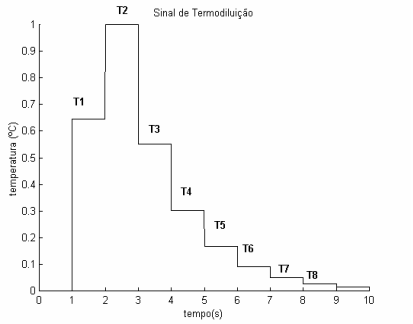


Figura 4: Sinal de termodiluição [4].

É assumido, na Figura 4, que cada injeção de indicador é feita dentro do intervalo entre dois batimentos. Além disso, é realizada uma mudança de variáveis de modo que a temperatura do sangue é tida como referência, ou seja, igual a zero, e as deflexões de temperatura aparecem, então, como sinal positivo.

Sendo o volume injetado expresso pela função *f*(*t*), temos que o volume total injetado será:

$$\int_0^{\infty} f(t)dt = V_{ti} \tag{1}$$

A quantidade de indicador injetado a cada batimento cardíaco é definida pela série:

$$[I_n] = I_0, I_{1,\cdots,} I_n \tag{2}$$

em que *n* é o n-ésimo termo e

$$\int_0^{\Delta t} f(t)dt = I_1 \tag{3}$$

$$\int_{\Delta t}^{2\Delta t} f(t)dt = I_2 \tag{4}$$

e assim sucessivamente.

É assumido que o indicador é injetado com velocidade suficiente para que a mistura se torne homogênea, que a temperatura do indicador é constante e que as trocas de calor com as paredes do coração são desprezíveis. As temperaturas no final da diástole são representadas pela série:

$$[T_n] = T_0, T_1, \cdots, T_n \tag{5}$$

A temperatura final de uma mistura, considerando vários fluidos com volume V_m e temperaturas T_m em que os fluidos possuem as mesmas densidades e calor específico, será de:

$$T_{mistura} = \frac{\sum_{n=1}^{m=n} V_m T_m}{volume \quad total} \tag{6}$$

Utilizando-se a Equação 6 e as séries 2 e 5 é possível deduzir que:

$$T_n = \frac{T_i \sum_{m=1}^{m=n} I_{n-m+1} \left(\frac{V_{\min}}{V_{\max}} \right)^{m-1}}{V_{\max}} \tag{7}$$

Ao se somarem os elementos da Série 5 com o uso da Equação 7, obtém-se:

$$V_{\max} - V_{\min} = T_i \frac{\sum^{I_n \neq 0} I_n}{\sum_{n=0}^{\infty} T_n} \tag{8}$$

Sendo o volume sistólico igual a V_{max}-V_{min}, o fluxo sangüíneo ou débito cardíaco (DEC) é dado pela razão entre volume de sangue ejetado e o intervalo entre os batimentos do coração, Δt. I_n é o volume do fluido injetado. Logo:

$$DEC = \frac{V_{\max} - V_{\min}}{\Delta t} = T_i \frac{\sum^{I_n \neq 0} I_n}{\sum_{n=0}^{\infty} T_n \Delta t} \tag{9}$$

Ou seja [3]:

$$DEC = \frac{\text{Volume total de indicador}}{\text{Área da curva de termodiluição}} \tag{10}$$

Na Figura 5, é apresentado o sinal de termodiluição onde os intervalos destacados são os momentos onde a temperatura está estabilizada na artéria pulmonar, esses períodos serão chamados de platôs [4].

A fração de ejeção do ventrículo direito é definida como a razão entre o volume sangüíneo total contido no ventrículo e o ejetado a cada sístole, ou seja:

$$FEVD = \frac{V_{\max} - V_{\min}}{V_{\max}} \tag{11}$$

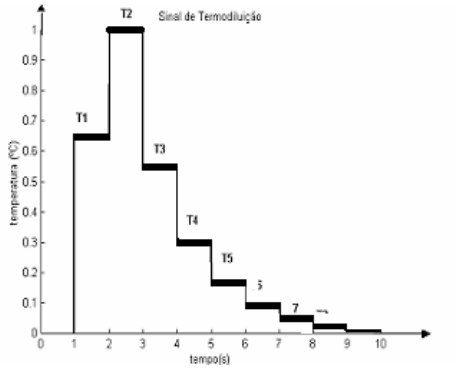


Figura 5: Sinal de termodiluição com os platôs destacados [4].

Por meio da Equação 7, é possível demonstrar que:

$$FEVD = 1 - \frac{T_n}{T_{n-1}} \tag{12}$$

Ou seja, a FEVD pode ser medida pela razão entre dois platôs consecutivos após ter sido injetado todo o indicador [4]. O sinal de termodiluição exemplificado anteriormente é de um termistor ideal. Contudo, se for utilizado um termistor de resposta rápida, o sinal obtido possui ainda os platôs bem definidos. Porém, com a utilização de um termistor com resposta lenta, os platôs são distorcidos. Desse modo, o cálculo da fração de ejeção fica completamente comprometido. A Figura 6 ilustra um sinal da curva de termodiluição de resposta lenta sobreposta ao sinal de termodiluição idealizado.

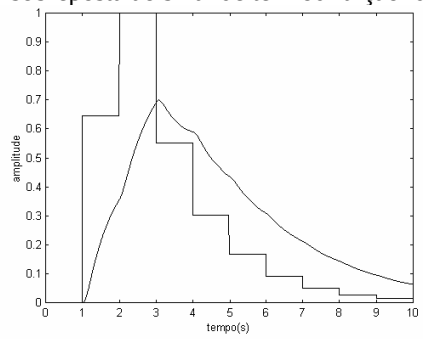


Figura 6: Sinal de termodiluição com termistor lento e idealizado.

Foi demonstrado em [2] que a resposta de um termistor é praticamente linear e invariante no tempo. Desse modo, seu comportamento é semelhante ao de um filtro passa-baixas, sendo que o sinal de saída é igual ao sinal de entrada convoluído com a resposta ao impulso do termistor, como mostrado na Equação 13.

$$t_{RL}(t) = t_{RR}(t) * h(t) \tag{13}$$

Na Equação 13, $t_{RR}(t)$ é o sinal de termodiluição com o uso de um termistor com resposta rápida; $t_{RL}(t)$ é o sinal de termodiluição com o uso de um termistor com resposta lenta e $h(t)$ é a resposta ao impulso do termistor. Assim, tem-se, no domínio da freqüência:

$$T_{RL}(j\omega) = H(j\omega).T_{RR}(j\omega) \tag{14}$$

Ao multiplicar ambos os lados da Equação 14 por $1/H(jw)$, e aplicar a transformada inversa de Fourier, obtém-se:

$$t_{RR}(t) = \Im^{-1}\left(\frac{1}{H(j\omega)} \cdot T_{RL}(j\omega)\right) \tag{15}$$

A Equação 15 demonstra que é possível a recuperação do sinal de termodiluição, se a resposta ao impulso do termistor for conhecida.

Foi demonstrado que a resposta ao impulso de um termistor pode ser expressa por uma soma de infinitas componentes exponenciais e que o ajuste por 4 exponenciais apresenta uma boa aproximação [2]. No presente trabalho, o ajuste foi feito apenas com duas exponenciais. Simulações demonstraram que esse número de componentes exponenciais leva a um resultado satisfatório. A Equação 16 mostra a resposta ao impulso utilizada.

$$h(t) = e^{-at} + Be^{-bt} \tag{16}$$

Se forem conhecidas as variáveis a, B e b é possível a recuperação do sinal $t_{RR}(t)$ a partir de $t_{RL}(t)$. A busca das variáveis é feita com base em um conhecimento qualitativo da forma de onda de $t_{RR}(t)$. A principal característica conhecida do sinal $t_{RR}(t)$ é a presença de platôs, conforme ilustra a Figura 5. Esses platôs são sincronizados com o eletrocardiograma.

A Figura 7 ilustra o diagrama de blocos do algoritmo utilizado para se encontrar os coeficientes da resposta ao impulso.

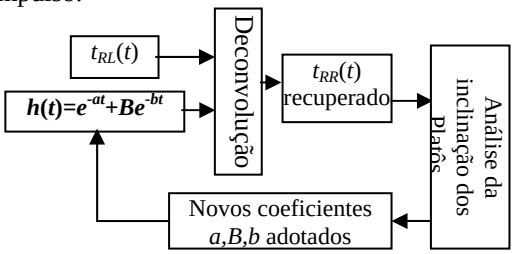


Figura 7: Diagrama de blocos do algoritmo utilizado.

O algoritmo consiste em adotar valores iniciais para as variáveis a, B e b da função $h(t)$, e submeter o sinal $t_{RL}(t)$ à deconvolução. O sinal $t_{RR}(t)$ resultante é então analisado, e a soma dos valores absolutos das

inclinações dos platôs (SVAIP) é calculada. É iniciado, então, um processo de busca do conjunto de variáreis *a*, *B* e *b* que leva à minimização da SVAIP.

O processo de busca possui duas etapas. A primeira consiste em se utilizar uma grade numérica formada pelas variáveis (*a*, *B* e *b*). Os sinais $t_{RR}(t)$ recuperados a partir de cada resposta ao impulso $h(a,B,b)$ são analisados, e a resposta ao impulso que apresentar a menor SVAIP é utilizada como ponto de partida para a segunda etapa. Na segunda etapa, é utilizado o método dos gradientes, onde se busca o $h(t)$ que leva a um sinal $t_{RR}(t)$ recuperado de menor SVAIP.

O processo de deconvolução foi feito sempre no domínio da freqüência, pois isso permite evitar instabilidades no processo de deconvolução, e o tempo de processamento é menor em virtude do uso da FFT.

Resultados e Discussão

Foram testados vários $t_{RL}(t)$ simulados. A simulação foi feita partir de vários $t_{RR}(t)$, construídos matematicamente com freqüência cardíaca variando de 30 a 120 batidas por minuto e fração de ejeção de 0,3 a 0,8. Foi feita uma operação de convolução desses sinais com o $h(t)$ de um termistor real, ajustado por 4 exponenciais. A resposta ao impulso obtida pelo algoritmo de deconvolução foi ajustada por duas exponenciais, como dito anteriormente.

No gráfico da Figura 8, estão apresentadas as FEVD dos sinais originais em função dos sinais recuperados. É exibida uma reta de regressão linear, que possui um coeficiente angular de 0,999 e intercepta o eixo dos x em 0,0104. A correlação da FEVD entre os sinais originais e recuperados é de 0,99, o desvio médio quadrático é de 0,014 e o desvio padrão é de 0,026. A dispersão foi maior na fração de ejeção de 0.8.

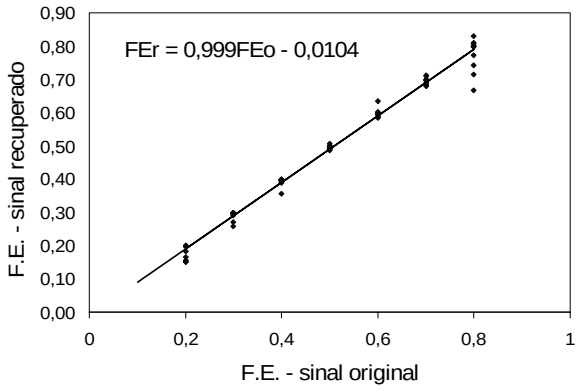


Figura 8: Regressão linear entre a FEVD dos sinais originais e dos sinais recuperados.

O algoritmo também foi aplicado a um sinal obtido com um simulador mecânico com 102 bpm e fração de ejeção de 0,4. Na Figura 9, tem-se o sinal de saída (linha contínua) a partir de um termistor rápido e o sinal de saída recuperado pelo algoritmo a partir do sinal de saída do termistor lento (linha pontilhada). A FEVD do sinal original é de 0,44 e a do sinal recuperado é de 0,43.

Conclusão

O método desenvolvido se mostrou muito promissor para a recuperação de sinais de termodiluição distorcidos por termistores de resposta lenta. O inconveniente foi o longo tempo de processamento (20 minutos). Entretanto, este trabalho demonstrou a viabilidade desse procedimento, justificando esforços futuros na otimização do mesmo, de forma a diminuir o seu tempo de processamento.

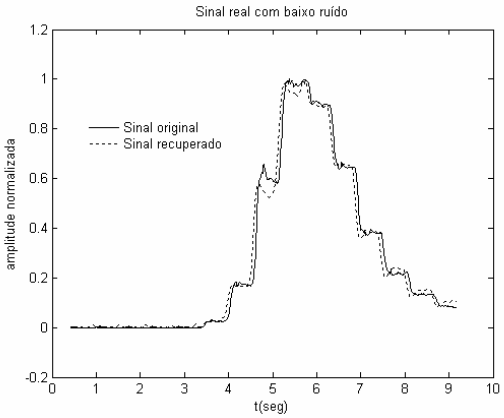


Figura 9: Sinal original e recuperado.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com o apoio do **CNPq**, uma entidade do Governo Brasileiro voltada ao desenvolvimento científico e tecnológico, por meio da Chamada Conjunta **MCT/SEPIN-FINEP-CNPq** 01/2002, Programa de Apoio à Pesquisa e Desenvolvimento e Inovação em Tecnologia da Informação PDI – TI, e de bolsa de pós-doutorado.

Referências

[1] DA ROCHA, A. F., NASCIMENTO, F. A. O., SHAH, J., NASCIMENTO, F. A., "Medida da Fração de Ejeção Usando Termodiluição", *IV Fórum Nac. de Ciência e Tecnol. em Saúde*, Curitiba, pp. 209-210, 1998.

[2] DA ROCHA, A. F., *The Dynamic Behaviour of Thermistor Probes*. Ph.D. thesis, University of Texas at Austin, Biomedical Engineering, 1997.

[3] DOS SANTOS I., DA ROCHA, A. F., NASCIMENTO, F. A. O., VALVANO, J. W., SOUZA NETO, J., "Measurement of Ejection Fraction With Standard Thermodilution Catheters", *Medical Engineering & Physics*, v.24, p.325 - 335, 2002.

[4] DOS SANTOS, I., *Proposta de um Método para Medição da Fração de Ejeção do Ventrículo Direito*. Dissertação de Mestrado, Universidade de Brasília, Departamento de Engenharia Elétrica, 2000.

EQUIPAMENTO PARA CISTOMETRIA

P.R.O. Thomé*, D.P. Silva Jr*, P.R.S. Sanches*, A.F. Müller*, F.Oliveira**, J.G. Lopes Ramos**, e S.H. Martins-Costa**

* Hospital de Clínicas de Porto Alegre / Serviço de Engenharia Biomédica - Grupo de Pesquisa e Pós-Graduação, Porto Alegre - RS, Brasil
** Hospital de Clínicas de Porto Alegre / Serviço de Ginecologia e Obstetrícia, Porto Alegre - RS, Brasil

e-mail: prthome@hcpa.ufrgs.br

Abstract: This work evaluates a microprocessed Cistometry equipment developed by the Biomedical Engineering Div. of the HCPA. The system provides an useful means of quantifying bladder pressures and volume during the filling of the bladder. A semi-rigid plastic dual-lumen urinary catheter 9Fr is passed into the urethra to the bladder. The bladder is filled with saline solution, simulating the natural filling process. The actual pressures and volume are simultaneously measured and serial transmitted to a PC providing real time visualization and recording into a data-base software. Cistometry performs an important role in the clinical diagnosis providing information for better understanding of the urinary functional disorders.
Palavras Chaves: **Cistometry, Urinary Incontinence, Urinary Tract, Physiology.**

Introdução

A Incontinência Urinária é uma condição limitante, tanto do ponto de vista físico quanto psicológico. Os inconvenientes da perda urinária resultam em isolamento progressivo e diminuição do potencial de produtividade. O exame físico é etapa fundamental na avaliação do paciente incontinente. O estudo cistométrico permite quantificar dados fisiológicos relevantes do trato urinário, auxiliando no diagnóstico e decisão terapêutica, bem como na avaliação de resultados pós tratamento. A cistometria é o melhor exame ambulatorial para a visualização da fisiologia de enchimento da bexiga [1] [2].

Objetivos

Desenvolver um equipamento ambulatorial para a realização de exames de Cistometria, que possibilite:
- visualizar diretamente as pressões vesical e abdominal, bem como o volume infundido durante o procedimento de enchimento vesical [1] [3];
- analisar a atividade do músculo detrusor, detectando a presença ou não de contrações não inibidas [4] [5];
- armazenar as informações em um banco de dados, permitindo a impressão de laudos médicos completos.

Materiais e Métodos

O equipamento utiliza basicamente: uma sonda uretral plástica, semi-rígida, com duplo lúmen (Figura 1) e um balonete retal [6], devidamente acoplados a sensores de pressão; um suporte para soro fisiológico com célula de carga, que permite uma avaliação precisa do volume infundido; e um microcontrolador RISC (Microchip PIC16C711) [7].

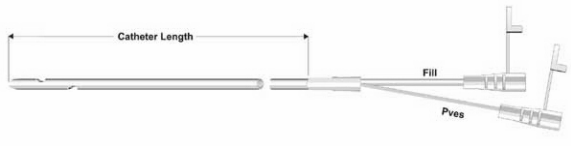


Figura 1: Sonda Uretral 9Fr

Este sistema – mínimo - conecta-se diretamente à porta serial de um computador PC-compatível, ambiente Windows® 9X / Me / XP, não sendo necessárias quaisquer alterações no hardware original da máquina.

O offset dos sensores e da célula de carga (Figura 2) são zerados automaticamente pelo sistema, no início de cada procedimento, eliminando assim um dos erros mais freqüentes em medidas de peso (volume) ou pressão: o offset residual.

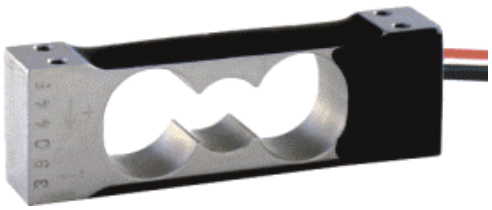


Figura 2: Célula de Carga 2000g

O erro máximo (2.5% FSS) dos sensores de pressão [8] - incluindo não-linearidades, histerese de temperatura, histerese de pressão, e estabilidade do offset) - é reduzido pela calibração individualizada das probes utilizando-se um Módulo Padrão de Pressão de 0.5% FSS (Figura 3).



PERFORMANCE CHARACTERISTICS SMRT SERIES

Parameter	Min.	Typ.	Max.	Units
Overall Accuracy [2]	—	0.2	0.5	% FSO
Overall Accuracy Includes:				
Linearity	—	0.010	—	% FSO
Pressure Hysterisis	—	0.020	—	% FSO
Offset Temperature Errors	—	0.070	—	% FSO
Span Temperature Errors	—	0.020	—	% FSO
Repeatability	—	0.010	—	% FSO
Offset Calibration	—	0.040	—	% FSO
Span Calibration	—	0.030	—	% FSO
Long Term Stability [3]	—	0.1	—	% FSO
Response Time	—	60	80	ms

Figura 3: Módulo Sensor (Padrão) de Pressão 0.5% FSS

Os sinais são amostrados em 50Hz (20ms) e digitalizados com resolução (adequada e suficiente) de apenas 8 bits (1cmH_2O/bit e 5ml/bit). Os dados são transmitidos serialmente a uma taxa de 9600 bauds ao PC, onde são visualizados graficamente, em tempo real, e armazenados automaticamente no Banco de Dados do sistema (Figuras 4,5,6). O software, desenvolvido em Visual Basic 6.0 for Windows®, possibilita a impressão de laudos médicos padronizados incluindo dados do paciente, gráficos dos exames, índices, e demais observações relevantes [9] [10].

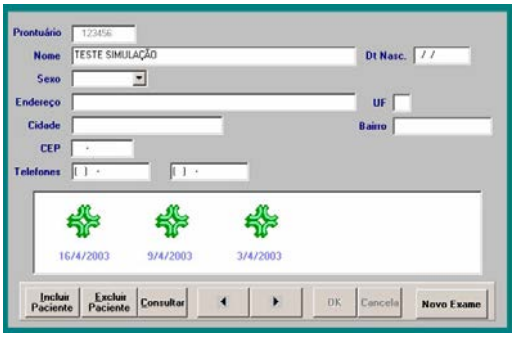


Figura 4: Ficha do Banco de Dados - Paciente e Exames

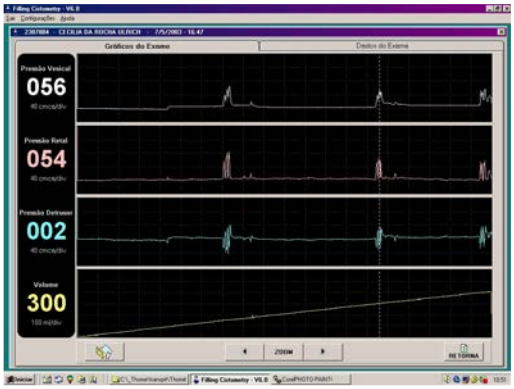


Figura 5: Visualização Gráfica de um Exame:

Traçado Branco –> Pressão Intra-Vesical (PV)

Traçado Rosa –> Pressão Abdominal (via rectal) (PA)

Traçado Azul –> (PV - PA) permite estimar a atividade do Detrusor e eliminar "artefatos"

Traçado Amarelo –> Volume Infundido na Bexiga

Noventa e três mulheres com idade média de 46 anos (32 a 75 anos) foram encaminhadas, através de amostra de conveniência, dos ambulatórios de Ginecologia do HCPA para avaliação urodinâmica, por apresentarem queixas de incontinência urinária.

Todas responderam a um questionário padronizado, avaliando o histórico de perda urinária e foram submetidas, após consentimento informado, à Avaliação Urodinâmica: determinação do resíduo urinário pós-miccional; avaliação cistométrica; pressão de perda máxima e presença ou não de contrações não inibidas [5]. A avaliação cistométrica inclui o mapeamento das pressões vesical e abdominal, volume infundido, atividade do detrusor, limiar de sensibilidade e limiar de capacidade vesical [1] [2] [3] [4] [5].



Figura 6: *Zoom* Visualização - CISTOMETRIA V6.0

Traçado Branco –> Pressão Intra-Vesical (PV)

Traçado Rosa –> Pressão Abdominal (via rectal) (PA)

Traçado Azul –> (PV – PA)

Traçado Amarelo –> Volume Infundido na Bexiga

Foi utilizada uma sonda intravesical de 9 Fr com duplo lúmen (fluxo e pressão) e sonda retal com balonete sensor. A avaliação foi realizada com a paciente em posição ortostática. O equipamento monitora as pressões a medida que o volume de soro fisiológico (previamente aquecido a 36 C) é infundido na bexiga [11]. A paciente começa a perceber a distensão vesical e eventualmente sente o "primeiro desejo" miccional. A seguir, uma urgência crescente, até o momento em que "não agüenta mais" e o exame é encerrado. Os volumes correspondentes ao limiar de sensibilidade e a capacidade vesical máxima da paciente (medidas subjetivas observadas durante o exame cistométrico) são incluídos no laudo cistométrico final.

Resultados

Das noventa e três mulheres que foram submetidas à avaliação, quatorze (15,05%) apresentaram resultados normais; dezoito (19,35 %) apresentaram algum grau de incontinência urinária de esforço; trinta e nove (41,93%) apresentaram incontinência urinária mista; doze (12,90%) apresentaram instabilidade do detrusor com a presença de contrações não inibidas; dez (10,75%) mostraram defeito intrínseco do esfíncter uretral, com pressões perda urinária máxima inferiores a 60 cmH_2O.

Somente 7,5% das pacientes apresentaram resíduos urinários acima de 50 ml. Quatorze mulheres (15,05%) apresentaram capacidades vesicais abaixo de 350 ml, e somente cinco mulheres (5,37 %) apresentaram capacidades vesicais superiores a 650 ml.

Doze mulheres (12,90%) apresentaram pressões de perda urinária máxima (PPM) inferiores a 60 cmH20. Vinte e cinco (26,88 %) apresentaram PPMs entre 60 e 90 cmH20 e cinqüenta e uma mulheres (54,83 %) apresentaram PPMs iguais ou acima de 120 cmH20.

Os valores encontrados nas Avaliações Urodinâmicas estão em acordo com a Sociedade Internacional de Continência Urinária. O equipamento (Figura 7) apresentou resultados bastante confiáveis quando comparado ao sistema anteriormente utilizado.

O sistema anterior consistia de um manômetro inclinado (pressão intra-vesical somente) e um suporte elevado (kit de soro fisiológico com escala auto-adesiva graduada em centilitros). Um médico e o(s) auxiliar(es) de enfermagem monitoravam atentamente as escalas de pressão e volume e anotavam os valores observados.

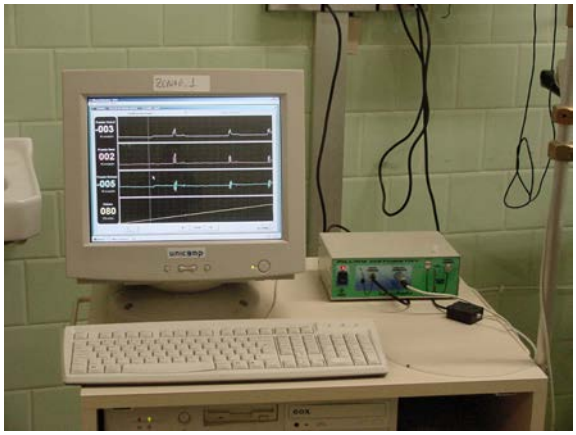


Figura 7: Equipamento para Cistometria

Conclusões

As medidas obtidas pelo equipamento permitiram avaliações mais precisas e detalhadas dos mecanismos e da fisiologia do trato urinário. O software de visualização gráfica, desenvolvido em ambiente Windows® 9X / Me / XP, permitiu a impressão de laudos cistométricos completos (gráficos e índices), segundo modelo aprovado pela Comissão de Prontuários do Hospital de Clínicas de Porto Alegre.

A escolha dos materiais, tipo de sondas e sensores utilizados, associados a um projeto desenvolvido em conjunto com o Serviço de Ginecologia do hospital, resultaram num equipamento robusto, confiável, e adequado à prática ambulatorial. É uma ferramenta útil e ágil no diagnóstico, representando uma alternativa aos Ambulatórios de Ginecologia que utilizam a avaliação urodinâmica nas pacientes com incontinência urinária.

Referências

[1] FLEURY, Internet site address: http://www.fleury.com.br/htmls/mednews/0600/mdcontfcb0608.htm acessado em 27/09/2001 - URODINÂMICA NA INCONTINÊNCIA URINÁRIA FEMININA - Dr. Homero G. C. Guidi

[2] GINECONEWS, Internet: http://www.gineconews.org/jornal/1999/novembro/novembro1999_16.htm acessado em 12/06/2002 - Incontinência urinária em mulheres: guia prático para diagnóstico e tratamento

[3] SOGESP, Internet site address: http://www.sogesp.com.br/protocolos/manuais/anais_go/cap03_7.html acessado em 12/06/2002 - Anais - Ginecologia e Obstetrícia - Carlos Arturo Levi D'Ancona

[4] UROPED, Internet site address: http://www.uroped.com.br/urodin/desmis.htm acessado em 12/06/2002. DESMISTIFICANDO A URODINÂMICA - Dr. Carlos Bayma

[5] PALMA, P.C.R., "Hiperatividade vesical e incontinência urinária", 01/2000, *Urologia Panamericana*, Vol. 12, Fac. 1, pp.23-26, Sao Paulo, BRASIL, 2000

[6] THOMÉ P.R.O., SILVA JR D.P., SANCHES P.R.S., MÜLLER A.F., TARTA C., WEINDORFER M., ROSITO M.A., DAMIN D., GUS P., CARDOSO A.A., 'Equipamento Portátil para Manometria Retal – PROCTOSYS-II', *XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Florianópolis, *Anais do CBEB-2000*, 2000, v. 01, pp. 571-575., ISSN/ISBN: 8590154017

[7] PIC16/17 MICROCONTROLLER DATA BOOK 1995/1996 - Microchip Technology Inc. May 1995.

[8] MOTOROLA SENSOR DEVICE DATA - DL200/D REV 2 - Motorola, Inc. 1995.

[9] Microsoft VISUAL BASIC Version 6.0 Programmer's Guide - Microsoft Corporation.

[10] Microsoft VISUAL BASIC 6.0 Professional Features Book 1 - Microsoft Corporation.

[11] URONEWS, Internet: http://www.uronews.org.br/23_uro/23_tecni.htm acessado em 12/06/2002 - Técnicas para Testes Urodinâmicos Clínicos.

APLICAÇÃO DA IMPEDÂNCIA ELÉTRICA NA DETERMINAÇÃO DE ALTERAÇÕES DA PELE PROVOCADAS POR PRODUTOS QUÍMICOS

D. O. Ferreira*, C. S. Silva** e M. N. Souza*, ***
* Universidade Federal do Rio de Janeiro, Programa de Engenharia Biomédica - COPPE, RJ, Brasil
** Universidade Federal do Rio de Janeiro, Departamento de Toxicologia, RJ, Brasil
*** Universidade Federal do Rio de Janeiro, Departamento de Engenharia Eletrônica, RJ, Brasil

e-mail: danielle@peb.ufrj.br

Abstract: Electrical impedance is one of the methods that have recently been applied to study the response of skin to an irritant stimulus. The aim of this study is to evaluate the step response electrical impedance spectroscopy technique for detecting skin responses induced by high concentrations (5,0%) of an irritant (sodium lauryl sulphate - SLS). Electrical impedance measurements were taken using a prototype equipment and a special probe before the application of SLS and immediately after its removal. The results showed a decreased of extracellular and intracellular resistances refleting volume changes. These changes indicate the presence of edema as a signal of irritation. It was verified that the method is able to detect the effects of SLS exposure.

***Palavras Chaves*: impedância elétrica, irritação cutânea, SLS**

Introdução

A irritação da pele pode ser detectada, através de métodos adequados, antes mesmo da observação visual. A impedância elétrica constitui um destes métodos e tem sido recentemente utilizada para estudar a resposta da pele a um estímulo irritante.

A aplicação de uma substância irritante produz uma resposta inflamatória caracterizada por edema, eritema e vesiculação. A impedância elétrica reflete alterações no espaço extracelular e proporciona uma estimativa do grau de edema [1].

Baseado nesta hipótese, Ollmar e colaboradores desenvolveram um Monitor de Impedância para Caracterização de Superfície (SCIM) [2-4]. O instrumento grava o espectro de impedância, magnitude e fase, em 31 frequências distribuídas logaritmicamente na faixa de 1 kHz a 1 MHz. O índice de impedância desenvolvido por Ollmar e colaboradores deriva da razão dos valores de impedância obtidos em duas frequências fixas, onde a baixa frequência (20 kHz) está relacionada com o espaço extracelular e a alta frequência (1 MHz) representa o volume total do tecido.

Este índice de irritação (IX) reflete apenas um aspecto da impedância. Portanto, quatro índices de impedância foram introduzidos (índice de magnitude, índice de fase, índice da parte real índice da parte imaginária). O índice da parte real reflete alterações principalmente na condutividade, enquanto que o índice da parte imaginária reflete alterações na reatância. O índice de magnitude descreve a impedância no espaço complexo, que aumenta se as partes real e imaginária mudam na mesma direção e proporção. O índice de fase aumenta se as partes real e imaginária mudam em direção e/ou proporção diferentes.

Apesar de ter demonstrado a validade de seu monitor, Ollmar e colaboradores ainda utilizam a técnica de espectroscopia baseada na varredura senoidal, sendo que a resposta ao degrau representa uma alternativa de se realizar a espectroscopia de impedância com menor número de excitações [5].

O objetivo deste trabalho é avaliar a viabilidade de utilização da técnica de espectroscopia de impedância baseada na resposta da corrente a uma excitação por degrau de tensão [5] para detectar a resposta da pele induzida por altas concentrações do irritante (Lauril Sulfato de Sódio - *SLS*).

Materiais e Métodos

A técnica utilizada para a obtenção dos dados/parâmetros de impedância foi a baseada na resposta da corrente à excitação por degrau de tensão. A principal vantagem deste método em relação à varredura de senóides, utilizado na maior parte dos aparelhos multifreqüenciais convencionais, está na necessidade de um menor levantamento de sinais para a caracterização do sistema, já que a excitação utilizada (degrau) explora todos os componentes de frequência. Apesar de ser conhecido o fato que em uma excitação por degrau a energia das componentes de freqüência não se mantém constante, tal descrição permite a analogia com a resposta impulsiva obtida através da transforamda de Laplace. É sabido também que a resposta experimental somente aproximará a solução teórica obtida pela transformada de Laplace para freqüências superiores ao inverso do tempo de duração do degrau. Como o interesse prático situa-se para freqüências superiores a 1 kHz, por ser esta normalmente a menor freqüência utilizada em equipamentos multifreqüenciais, pulsos com duração da ordem de 1 ms fornecerão dados experimentais que podem ser correlacionados com a

expectativa teórica. Tal duração também é justificada pelos processos de decaimento, que são rápidos (poucos microsegundos) para a aplicação em questão.

De acordo com a aplicação do método proposto, o comportamento da corrente pode ser expresso pela equação 1. A resposta da corrente é composta por duas exponenciais.

$$i(t) = K_0 + K_1 \cdot e^{(v_1 \cdot t)} + K_2 \cdot e^{(v_2 \cdot t)} \quad (1)$$

onde k_0, k_1, k_2, w_1 e w_2 são constantes associadas com os parâmetros de impedância.

Através da estimativa teórica da corrente *i(t)* (equação 1) e da sua análoga obtida experimentalmente, pode-se extrair os parâmetros elétricos associados ao modelo proposto para o sistema biológico estudado, a pele no presente caso. Um procedimento de minimização de erro é utililizado para a obtenção dos melhores parâmetros para ajustar a expectativa teórica aos dados experimentais.

Vários modelos têm sido reportados para representar o comportamento de dispersão observado na pele [6-9], sendo que a Figura 1 ilustra aquele utilizado no presente trabalho.

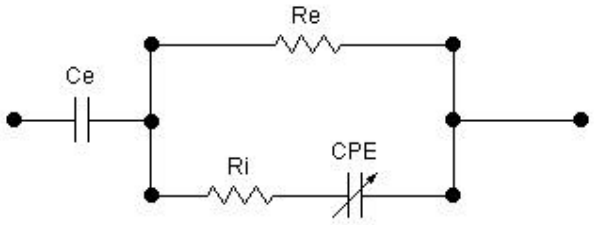


Figura 1: Modelo elétrico da pele humana.

O circuito é constituído por um capacitor C_e modelando a capacitância de eletrodo e um elemento de Fase Constante, ou em inglês *Constant Phase Element* - CPE, de Fricke (R_i em série com CPE ideal), também conhecido como elemento série de Cole, em paralelo com um elemento puramente resistivo (Re) que modela a condução elétrica em baixas freqüências, e que normalmente está associado ao espaço extracelular. Tal associação é conhecida como sistema paralelo de Cole [10], sendo o modelo geralmente associado a sistemas que apresentam o fenômeno de dispersão, como é o caso da pele.

A utilização de um modelo elétrico da pele que incluiu um CPE ideal resulta em um semicírculo deprimido no gráfico de impedância de Nyquist, sendo que medidas experimentais de impedância da pele mostram melhor concordância com tal modelo [9], do que com aqueles que só utilizam elementos passivos clássicos (resistores, capacitores e indutores).

A impedância do elemento série de Cole ou CPE_F (Fricke) é definida na equação 2:

$$Z_{\mathrm{cpeF}} = R_i + \frac{R_i}{(jw)^{\acute{a}}} \quad (2)$$

onde ω é a frequência angular (ω = 2πf, sendo f a freqüência em Hz) e o expoente α é um parâmetro do CPE ideal que pode variar entre 0 e 1, mas que em medidas experimentais da pele tal valor normalmente encontra-se entre 0,5 e 1 [9]. Quando α = 1, o CPE ideal se comporta como um capacitor ideal (e o modelo total não apresenta o fenômeno de dispersão) e quando assume valores entre 0,5 e 1,0, o CPE é descrito como um pseudo capacitor.

O valor de α está relacionado com o grau de depressão do mencionado semicírculo observado no gráfico de impedância de Nyquist. Quanto menor o valor, maior a depressão de tal semicírculo no eixo x.

Como anteriormente mencionado as medidas experimentais da impedância da pele foram obtidas utilizando-se um protótipo de instrumento baseado no princípio da resposta de corrente ao degrau de tensão, desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Biomédica do Programa de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil. O sistema é baseado em instrumentação virtual, realizado em Labview® 6.0 (*Laboratory Virtual Instrument Engeneering Workbench*), sob uma plataforma de *hardware* móvel - *laptop* Toshiba (Pentium 150 MHz), e uma placa de aquisição National® PCM-CIA, modelo DAQCard AI-16E-4 (16 bits, 500 kHz), sendo que o degrau de tensão aplicado é gerado através de uma saída digital da própria placa de aquisição dos dados.

Ao protótipo do instrumento de escpectrocopia de impedância foi conectado uma sonda (*probe*) coaxial especialmente desenvolvida para o presente experiemento e que se encontra ilustrada na Figura 2.



Figura 2: Ilustração da parte inferior da sonda utilizada para realização das medições de impedância da pele. Os anéis internos e externos são eletrodos ativos, enquanto que o anel intermediário é usado como um eletrodo de guarda.

Os experimentos envolvendo a exposição ao *SLS* foram realizados em 19 voluntários saudáveis, 9 homens e 10 mulheres, com idade entre 24 e 60 anos (média 38,6 anos). Nenhum deles apresentava doenças de pele ou alergia na ocasião da medição.

Um consentimento informado foi obtido de todos os participantes e as medidas foram realizadas em Abril de 2003.

A substância irritante (*SLS* – Pharma Special, Wuppertal, Germany) foi dissolvida em água destilada na concentração de 5,0%. A pureza do *SLS* foi de 93,33%. Cinquenta microlitros de *SLS* disssolvido em um disco de papel foram aplicados em uma câmara (Finn Chambers®) de 12 mm (Epitest Ltd Oy, Hyrylä, Finland). As câmaras foram aplicadas por 1 hora em lugares testes randomizados no antebraço anterior.

Antes da medida, os voluntários ficaram de repouso por 15 minutos. A superfície da pele foi umedecida com uma solução salina fisiológica durante 1 minuto para reduzir a alta impedância do estrato córneo.

O *probe* foi então aplicado à pele com uma pressão leve (aproximadamente o peso do *probe*) para a obtenção dos dados experimentais de impedância. A pressão aplicada não deve ser forte em virtude da indução de alterações na estrutura do tecido, ou muito fraca para garantir um bom contato do *probe* com a pele [11].

As medidas de impedância elétrica foram feitas antes da aplicação do *SLS* e imediatamente após sua remoção, sendo que todos os exames foram feitos pelo mesmo investigador.

Como a profundidade de penetração da corrente, para a sonda utilizada, é proporcional à distância entre os eletrodos ativos [12], a profundidade avaliada neste estudo foi de aproximadamente 4,0 mm (a distância entre os citados eletrodos ativos).

Um índice, similar ao índice proposto por Ollmar e colaboradores [3] e definido como a razão entre R_e e R_{inf} (sendo R_{inf} a resistência equivalente da associação paralela de R_e e Ri), foi calculado para detectar a irritação da pele. Uma vez que R_e reflete alterações no espaço extracelular, é esperado que um baixo índice seja encontrado na presença de edema.

As análises estatíticas consistiram na média e desvio padrão das medidas feitas antes e depois da aplicação do irritante. As alterações significativas das variáveis, quer os próprios parâmetros do modelo ou índice deles derivados - R_i, R_e, R_{inf}, C_e, α e Ix - foram identificadas através do teste t-Student. O nível de significância adotado foi de 5%.

Resultados

As médias e os respectivos desvios-padrão das medidas dos parâmetros de impedância para a primeira (antes da aplicação do irritante) e segunda medida (após a remoção do irritante), estão apresentadas na Tabela 1.

Discussão

Tradicionalmente, o principal método de diagnóstico de irritação da pele é o sistema de escala visual. A implementação de uma tecnologia objetiva para classificar e quantificar a irritação torna-se uma necessidade aparente. Kligman [13] discute a confiabilidade dos "olhos" no campo da dermatologia e enfatiza a necessidade de métodos objetivos de quantificação. Neste estudo foram medidos parâmetros de impedância da pele que podem ser utilizados para avaliar alterações eletro-fisiológicas que ocorrem durante a irritação cutânea.

Tabela 1: Média e desvio-padrão dos parâmetros de impedância da pele.

	Antes do irritante	Depois do irritante
R_i (kΩ)*	11,0 ± 2,7	9,3 ± 2,0
R_e (kΩ)*	16,4 ± 3,7	14,4 ± 3,3
R_{iinf} (kΩ)*	6,6 ± 1,5	5,5 ± 1,5
C_e (pF)*	330,5 ± 169,1	657,2 ± 447,5
α *	0,9 ± 0,1	0,8 ± 0,2
Índice Ollmar	2,5 ± 0,2	2,6 ± 0,2

* $p<0,05$

Os resultados apresentados na tabela 1 mostram uma diminuição estatisticamente significativa em R_i e R_e ($p<0,05$) após a remoção do irritante. Esta alteração observada nas duas resistências utilizadas para o cálculo do índice de irritação aplicado por Ollmar e colaboradores resulta em alterações não significativas do índice, indicando que o aumento de líquido durante a irritação ocorre não somente no espaço extracelular, mas também no meio intracelular. A redução do índice de irritação relatada nos trabalhos de Ollmar e colaboradores expressa um aumento do volume apenas no espaço extracelular.

A diminuição significativa ($p<0,05$) observada no valor de α indica um aumento da dispersão entre as camadas da pele, provavelmente causada pelo aumento de líquidos na região. A pele saudável apresenta um valor de α mais próximo de 1,0, enquanto que a pele irritada tem tendência a apresentar uma diminuição neste valor.

Os valores de capacitância de eletrodo (C_e) aumentaram significativamente de 330,5 ± 169,1 pF para de 657,2 ± 447,5 pF após a remoção do irritante. Esta alteração pode ser um indicativo da condição de irritação, uma vez que o C_e é diretamente proporcional à permissividade da pele [10], que está elevada quando há um aumento da hidratação da pele. Portanto, a presença de edema parece ser responsável pelo aumento estatisticamente significativo em C_e.

Conclusão

Através dos resultados de impedância da pele, utilizando-se uma técnica de espectroscopia baseada na resposta ao degrau associada a um modelo adequado para a representação do sistema biológico, foi possível obter indicadores dos efeitos da exposição ao *SLS*.

De acordo com Nicander [14] a impedância elétrica é mais sensível do que a avaliação visual e é capaz de detectar respostas em estágios subclínicos de irritação. Portanto, há necessidade da realização de medidas em

concentrações menores para avaliar a sensibilidade do método.

Além destes fatores, mais estudos e comparações com métodos padronizados são necessários para validação da técnica.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao financiamento dado pelas agências CNPq, CAPES e PRONEX.

Referências

[1] NICANDER, I., OLLMAR, S., LUNDH ROZELL, B., EEK, A. and EMTESTAM, L., "Electrical impedance measured to five skin depths in mild irritant dermatitis induced by sodium lauryl sulphate", *Br. J.Dermatol*. 132: 718-724, 1995.

[2] EMTESTAM, L. and OLLMAR, S., "Electrical impedance index in human skin: measurement after occlusion in 5 anatomical regions and in mild irritant dermatitis", *Contact Dermatitis* 28: 104-108, 1993.

[3] OLLMAR, S., EEK, A., SUNDSTRÖM, F. and EMTESTAM, L., "Electrical impedance for estimation of irritation in oral mucosa and skin", *Med. Prog. Techn*. 21: 29-37, 1995.

[4] OLLMAR, S., NIRÉN, M., NICANDER, I. and EMTESTAM, L., "Electrical impedance compared with other non-invasive bioengineering techniques and visual scoring for detection of irritation in human skin", *Br. J. Dermatol*. 130: 29-36, 1994.

[5] NEVES, C.E.B. and SOUZA, M.N., "A method to Body Impedance Spectroscopy Based on a Step Response", *Physiological Measurement.* 21(**3**): 395 – 408, 2000.

[6] TREGEAR, R.T., *Physical functions of skin*, Academics Press, New York, 1966.

[7] NEWMAN, R.N., "Biopotencial electrodes", in WEBSTER, J. G. (Ed): *Medical Instrumentation*, Houghton Mifflin. Boston, 1992.

[8] SALTER, D.C., "Quantifying skin disease and healing in vivo using electrical impedance measurements", in ROLFE, P. (Ed): *Non-invasive physiological measurements*, vol 1. Academic Press, New York, 1979

[9] KONTTURI, K., MURTOMÄKI, L., HIRVONEN, J., PARONEN, P. and URTTI, A. "Electrochemical Characterization of Human Skin by Impedance Spectroscopy: The Effect of Penetration Enhancers", *Pharmaceutical Research* 10(**3**):381-385, 1993.

[10] GRIMNES, S. and MARTINSEN, Ø.G., Bioimpedance &Bioelectricity Basics. London, UK: Academic Press, 2000.

[11] LINDHOLM-SETHSON, B. *et al.* "Multivariate analysis of skin impedance data in long-term type I diabetic patients", *Chemometrics Intel. Lab. Syst*. 44: 381-394, 1998.

[12] MARTINSEN, Ø.G., GRIMNES, S. and HAUG, E. "Measuring depth depends on frequency in electrical skin impedance measurements", *Skin Research and Technology* 5: 179-181, 1999.

[13] KLIGMAN, A.M. and WOODING, W.M., "A method for the measurement and evaluation of irritants on human skin", *J. Invest. Dermatol.* 49: 78-94, 1967.

[14] NICANDER, I., "Electrical impedance related to experimentally induced changes of human skin and oral mucosa," Ph.D. dissertation, The Center for Oral Biology, Karolinska Institute, Stockholm, Sweden, 1998.

GERENCIAMENTO DE MANUTENÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES: MÉTODO E APLICAÇÃO

Mariana Z. Vilela[*] e José W. M. Bassani[*†]

*Universidade Estadual de Campinas/Centro de Engenharia Biomédica, Campinas, SP, Brasil
†Universidade Estadual de Campinas/FEEC/Depto. Egenharia Biomédica, Campinas, SP, Brasil

e-mail: bassani@ceb.unicamp.br

***Abstract*: We describe a medical equipment management system designed for Clinical Engineering purposes, currently at use at the Center for Biomedical Engineering (CEB) of UNICAMP. With this system, it is possible to follow and study service order trajectories. Our focus was the center responssible for medical assistance of the university's employees (CSS) with 224 instruments. Results show that maintenance service delivered seems adequate for the largest CSS area (dentistry, ~72% of the total equipment items). However, stagnation points (characterized by many long-lasting trajectories) were found when we analyzed the physiotherapy division. This seems to be due to third party services and the absence of stored spare parts for equipment repair.**

***Palavras-chave*: Engenharia Clínica, manutenção, equipamentos médico-hospitalares, gerenciamento.**

Introdução

Um dos problemas importantes no gerenciamento é encontrar boas perguntas para investigar o andamento de um determinado processo na organização. Uma visão preliminar, seguindo algum critério simples de coleta e organização de dados, pode ser de grande valia para se levantar um diagnóstico de como a organização está se comportando em um determinado processo [1].

A Engenharia Clínica no Brasil, embora tenha crescido e evoluído muito nos últimos 10 anos, é ainda desprovida de ferramentas para atuar dentro dos hospitais públicos brasileiros. Estes, por sua vez, são complexos e repletos de condições de exceção. Faltam recursos para gerenciamento, aquisição de equipamentos e até para insumos básicos para o dia-a-dia. Em outras palavras, os hospitais públicos não podem arcar com os custos de profissionais com alto nível de especialização, e muito menos adquirir *software* sofisticado para gerenciar a manutenção de seus equipamentos. Muitos dos hospitais nem sequer possuem uma equipe mínima de apoio técnico em instrumentação [2].

O presente trabalho visa mostrar a aplicação de um sistema de gerenciamento que apoia o engenheiro clínico em suas atividades diárias [1]. O estímulo para iniciar a busca de informação relevante pode ser a curiosidade, a preocupação com a melhoria de qualidade de um setor específico, sugestões e críticas vindas dos usuários, e outros oriundos das atividades do dia-a-dia da manutenção de equipamentos médico-hospitalares nas instituições públicas de saúde.

O sistema desenvolvido está em utilização no Centro de Engenharia Biomédica (CEB) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) para gerenciamento de cerca de 10.000 equipamentos da área de saúde da universidade. Além de dois hospitais, a UNICAMP possui vários outros setores e centros de saúde. Um dos centros de saúde é coordenado pela chamada CSS (Coordenadoria de Serviços Sociais) que atende à comunidade da própria universidade. Os equipamentos da CSS serão o nosso foco de atenção. Ao contrário da grande maioria dos hospitais públicos a UNICAMP conta com o apoio do CEB para gerenciar e realizar manutenção, mas de modo semelhante ao que ocorre nas outras instituições a área de saúde, também enfrenta dificuldades com a escassez de recursos para aquisição de peças, terceirização de parte dos serviços e estabelecimento de contratos que atendam a todas as especificações e recomendações do CEB.

Materiais e Métodos

O sistema de gerenciamento: De modo resumido o sistema requer que a organização ou parte dela seja tratada por processos. No caso, a Engenharia Clínica do CEB foi dividida em 5 processos, pelos quais as atividades são realizadas: CAC (Central de atendimento ao Cliente); GRU (grupo de engenheiros clínicos); GEC (gerência de engenharia clínica); SUP (suprimentos e finanças) e EXE (pessoal técnico executor). Todas as atividades são controladas por um diagrama de estados (*automatum* de estados finitos, [3]) que interliga os processos como apresentado na Figura 1, na qual todos os microprocessos estão definidos [1]. Cada código (apresentado nas setas) representa um microprocesso que é ativado por um responsável e passa a ser responsabilidade de outro profissional. O código do microprocesso caracteriza o *status* da ordem de serviço (OS). Para cada solicitação de abertura de OS (OA) e manutenção, o microprocesso AE (aguarda execução) é ativado pela CAC e fica sob responsabilidade de algum engenheiro chefe em GRU. Este, por sua vez, irá ativar

EE (em execução), atribuindo a OS ao executor mais adequado, dentro de EXE. Em seguida, por exemplo, EP (serviço concluído) é ativado, ficando sob responsabilidade da CAC concluir formalmente a OS (CO). Cerca de 40 microprocessos controlam todas as atividades. Cada seqüência desde OA até CO corresponde a um tipo de OS que fica descrito por sua trajetória. As transições entre microprocessos incluem conjuntos pré-definidos de atividades realizadas e podem, por exemplo, ser usadas para contagem de tempos e avaliação de custos [1,4].

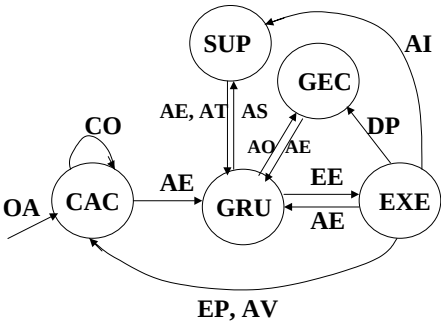


Figura 1. Transições envolvidas no controle de ordens de serviço no CEB-UNICAMP. CAC- central de atendimento ao cliente, GEC- gerência de engenharia clínica, SUP - suprimentos e finanças, GRU- chefias de engenharia clínica, EXE- executores. OA- abertura de OS, AE- aguarda execução, EE- em execução, EP- serviço concluído, AV- aguarda vinda de equipamento para o laboratório de manutenção, AO- aguarda orçamento, AT- autorização técnica de orçamento, AS- aguarda suprimentos, DP- proposta de desativação de equipamento, CO- OS concluída.

Coleta e análise de dados: Para cada OS são registrados sua trajetória e todos os tempos de transição. O tempo OA-CO é o tempo total de processamento da OS. O tempo para as transições OA-AE-EE-EP é o tempo para término do serviço, se executado nos laboratórios do CEB, e o tempo para OA-AE-EE-CO é o tempo para executar e concluir a OS em campo.

A análise mais simples dos dados consiste na chamada ADM (análise no domínio dos microprocessos [1]) que resumidamente consiste em apresentar alguns dos microprocessos e suas interligações (veja no item seguinte), incluindo os tempos medianos para sair de um e atingir o outro em uma determinada trajetória. Normalmente, são observados os microprocessos mais frequentes OA, AE, EE, EP e CO para visão geral e, em seguida, adiciona-se outros como AI, AO, AV e EX para inspecionar trajetórias mais lentas.

A classificação das trajetórias e medição dos tempos totais a partir de um tempo crítico de duração das OS são também efetuadas, e constituem estatísticas muito simples e efetivas.

Na forma apresentada aqui, nenhum resultado requer análise estatística formal. Os tempos medianos são apresentados para direcionar a busca de entendimento sobre o atendimento oferecido ao setor analisado, constituem quantificação relativa, e por isso a nossa ferramenta gerencial é simples e dispensa processamento complexo, tornando-se de fácil acesso a todos. A confirmação definitiva de suspeitas levantadas deve ser sempre verificada na área técnica e junto ao setor que recebe o serviço de manutenção.

Resultados

Análise no domínio dos microprocessos: A abordagem ao estudo teve como estímulo inicial a melhoria de qualidade de atendimento aos equipamentos da CSS (Figura 2).

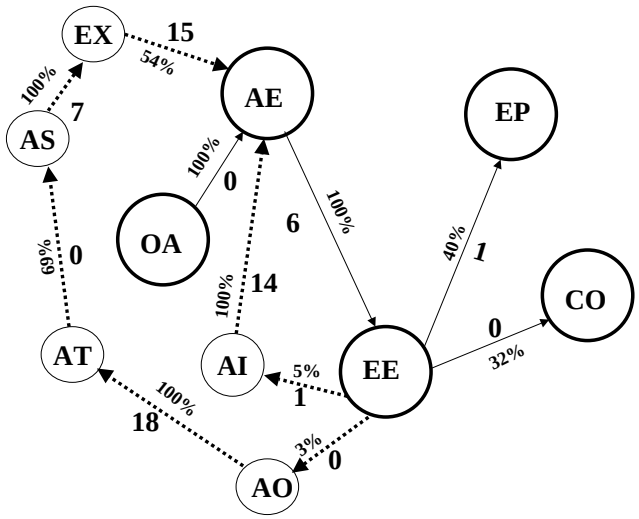


Figura 2. ADM- Análise no domínio dos microprocessos, explicitando aqueles que fazem parte das trajetórias mais freqüentes e algumas das trajetórias lentas (linhas tracejadas). Os números expressos em porcentagem indicam a chance de mudança para um determinado estado dado que um outro seja atingido. O número inteiro indica o tempo mediano para uma dada transição. Este diagrama define o padrão de atendimento à CSS em 2003. Total de OS = 301.

A partir do estado EE, os estados mais prováveis seriam EP e CO com tempos reduzidos (OS executada no dia de sua abertura). Em 5% dos casos foi necessário adquirir peças, em 3% das vezes foi acionada a contratação de serviço externo (EE-AO-AT-AS-**EX**-AE), e cerca de 9% das OS sofreram auditoria interna do chefe de grupo (EE-AE). Não se apresenta crítico ou preocupante o atendimento no CSS. Contudo, um estudo da distribuição percentual dos tempos totais de execução (OA-CO) das OS nos diversos setores (de 1/1/2002 a 31/12/2003) revelou que a área de odontologia foi a maior cliente com 85,4% (363 de 425) das OS. Destas, 85% foram resolvidas em tempo menor ou igual a 8 dias, e 73% em menos que 4 dias, ficando melhor que o padrão geral da CSS (Figura3).

Ao lado disso, contudo, a área de fisioterapia, com 5% das OS, teve cerca de 28% das OS resolvidas em menos que 8 dias e apenas 19% em menos de 4 dias. Cerca de 14% das OS seguiram trajetórias muito lentas (> 64 dias), um percentual muito alto quando comparado ao conjunto das áreas da CSS (4,3%) ou com a área de odontologia (2,5%. Constatou-se que cerca de 30% das trajetórias lentas (não mostradas) ocorreram para equipamentos da Área Médica e, dentro desta, a Fisioterapia contribuiu com 77%.

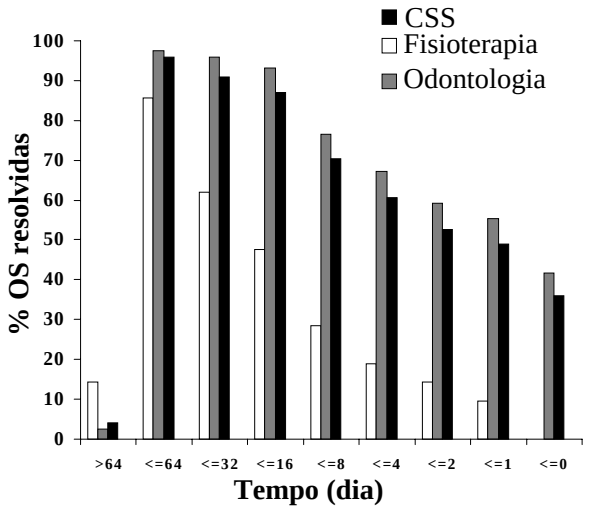


Figura 3. Distribuição percentual do número de OS resolvidas em diferentes tempos totais. São consideradas as áreas de odontologia e de fisioterapia.

A área de fisioterapia possui um número reduzido de equipamentos (14 equipamentos) e uma atividade de atendimento intensa. Praticamente não há equipamento de reserva. A Figura 4 ilustra o padrão de manutenção, nesta área.

O atendimento é rápido quando o problema pode ser resolvido no CEB (EE-EP), mas cerca de 50% dos casos requerem orçamentos (AO) e ação de terceiros (EX), ou seja, trajetórias lentas como as apresentadas na Figura 4 em um dos casos (16% EE-AO). Em 4% dos casos, houve retorno de EE para aquisição de peças (AI), processo que, neste caso, fugiu do padrão de 15 para 48 dias.

Discussão e Conclusões

O primeiro ponto interessante é que facilmente se verifica uma diferença fundamental no atendimento de manutenção ao setor de fisioterapia. A fila de espera é rápida e o atendimento, após iniciado, é imprevisível (52% de chance de ser executado no CEB), mas, se executado, é concluído no mesmo dia. Há uma porcentagem grande do atendimento fluindo por trajetórias lentas (Figura 3). Algumas estão identificadas na Figura 4. Veja que a necessidade de serviço externo (EX), de terceiros, requer um número grande de passos. Se isto é inevitável é um ponto a ser discutido com a área técnica e com a CSS. Como está sendo agendado o atendimento quando se envia equipamento para serviço externo? Está havendo limitação do incremento de atendimento à população por falta de equipamento?

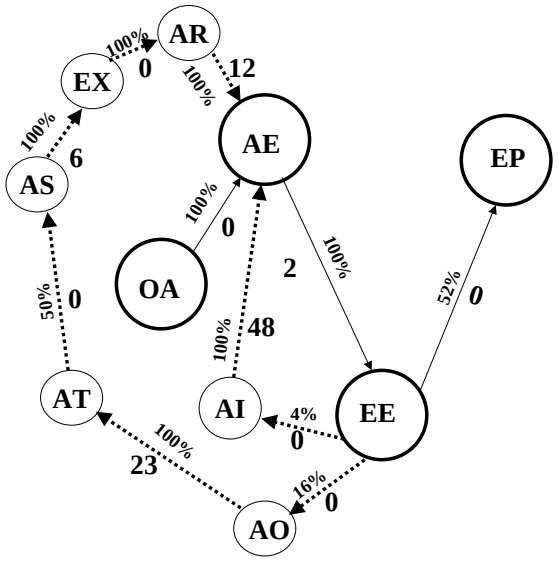


Figura 4. ADM (ano 2003) para o setor de fisioterapia da Área Médica – CSS – UNICAMP. A transição EE-CO não ocorreu.

Seria muito difícil caracterizar o padrão de atendimento e a posição relativa quanto à qualidade de atendimento de um setor tão pequeno (com 21 OS no período de 2 anos) em um universo tão grande (cerca de 16.000 OS no mesmo período), sem fazer algum tipo de análise, comum a todo o conjunto. Inspeção rápida de todas as trajetórias da unidade (não mostrado), ADM (da unidade e setores) e distribuição percentual dos tempos para a unidade e setores são soluções simples para a abordagem inicial. O significado do resultado apresentado na figura 3 pode ficar ainda mais claro com o refinamento apresentado na Figura 5. Isto possibilita a conclusão simples de que o setor de fisioterapia requer atenção especial. O pico de duração de OS entre 32 e 15 dias (Figura 5), justificado tipicamente pela aquisição de peças, não foi o único ponto de estagnação, como acontece nas outras áreas. O deslocamento à esquerda foge ao padrão e precisa ser discutido junto ao CSS. Provavelmente a requisição de serviços de terceiros deva ser minimizada, quer por melhorias introduzidas com inspeções preventivas dos equipamentos, quer pelo treinamento dos usuários e ainda pelo treinamento de pessoal técnico para executar o serviço no CEB. Os resultados apresentados neste trabalho demonstram a facilidade de aplicação do sistema e método desenvolvidos e apontam para a o fato de que a pesquisa de comportamentos no processo de atendimento pode

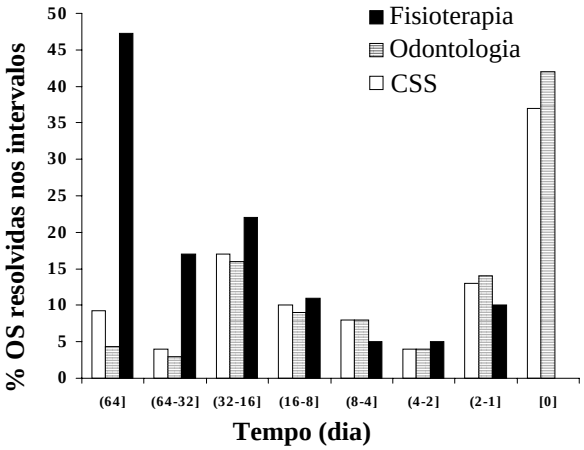


Figura 5. Distribuição dos tempos de OS em intervalos, em dias. O padrão da CSS é reproduzido para a área de odontologia, mas na fisioterapia há uma mudança radical de comportamento.

ser realizada de modo simples e seguindo um critério que facilite o engenheiro clínico no exercício de suas atividades.

Agradecimento

À Dra. Rosana A. Bassani pelas sugestões a Wilson J. Bizinotto pelo apoio na coleta de dados.
Apoio financeiro da FINEP e FAEP-UNICAMP.
M.Z.V. realizou estágio no CEB como aluna da Faculdade de Tecnologia de Sorocaba - Programa DGRH-UNICAMP.

Referências

[1] BASSANI, J.W.M., ROCHA, L.S., LÜDERS, M.L., BIZINOTTO,W.J. "Micro-process based management of medical equipment maintenance", *Proc. 2nd Joint EMBS/BMES Conference*, Houston, Texas, USA, 2002, pp. 1942-3.

[2] ANTUNES E., do VALE, M., MORDELET, P., GRABOIS, V. *A engenharia clínica como estratégia na gestão hospitalar. Gestão da tecnologia biomédica: tecnovigilância e engenharia clínica*. Paris: Editions Scientifiques ACODESS, pp. 45-67, 2002.

[3] HOPCROFT, J.E.& ULLMAN, J.D. *Introduction to automata theory. Languages and computation.* London*:* Addison-Wesley, 1979.

[4] ROCHA, L.S., BASSANI, J.W.M. "Activity-based costing applied to clinical engineering". *Proc. 2nd Joint EMBS/BMES Conference*, Houston, Texas, USA, 2002. pp. 1933-4.

IMPACTO DA CERTIFICAÇÃO ISO9000 NA OPINIÃO DOS FUNCIONÁRIOS DE UM HOSPITAL: ANÁLISE MULTIVARIADA

R. M. Ichinose e R. T. Almeida

Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: macoto@peb.ufrj.br

Abstract: External quality mechanisms such as ISO9000 certification have been adopted by hospitals to increase trust of patients, financiers and government. This work studied the staff's opinion on the changes due to ISO9000 certification in a 150 bed hospital by means of homogeneity analysis (HOMALS). The staff's opinions were acquired using a questionnaire on their background, working activities, professional experience, work shift and changes in the hospital due to ISO9000 certification. The analysis considered the respondents who were working in the hospital before the certification. The results indicated that the clinical staff, who works directly with patients, had a more negative opinion on ISO9000 impact than the non-clinical staff.

***Palavras Chaves*: Certificação, ISO9000, avaliação de serviços, avaliação de tecnologia em saúde.**

Introdução

Um hospital é um cenário complexo onde diversos fatores podem influenciar na qualidade do atendimento prestado ao paciente. Podem ser citados fatores relacionados às: instalações físicas, administração, prática clínica, capacitação da equipe dentre outros. Face a esta complexidade, não existem métodos simples e padronizados que permitam avaliar e classificar a qualidade de um hospital. A dificuldade começa pela própria definição da palavra qualidade pois apesar de podermos percebê-la com relativa facilidade, ela é de difícil definição [1,2]. Essa dificuldade muitas vezes pode levar a confusões na hora de interpretá-la e mensurá-la. Alguns podem interpretar a qualidade como a beleza de uma jóia, outros como o baixo preço de um produto, ambas interpretações são corretas, dependendo do contexto e das expectativas do indivíduo. A qualidade em saúde possui os mesmos problemas de definição, apesar disso, existe uma cobrança crescente sobre os prestadores de serviços de saúde para que demonstrem formalmente a qualidade de seus serviços.

Internacionalmente, mecanismos de avaliação externa têm sido adotados por diversas instituições prestadoras de serviços de saúde com o objetivo de aumentar a credibilidade junto aos pacientes, investidores e governo [3,4]. No Brasil, os principais exemplos desses mecanismos são a acreditação hospitalar e a certificação pelas normas série 9000 da International Organization for Standardization (ISO), ou simplesmente ISO9000 [5].

Apesar da crescente disseminação desses mecanismos de avaliação externa na área de saúde, ainda existem poucos estudos voltados para a avaliação de sua efetividade. Adicionalmente, também há poucos trabalhos sobre as condições necessárias para uma implementação bem sucedida desses mecanismos [6,7].

Um fato que deve ser observado é que a qualidade dos serviços de um hospital depende fortemente da qualidade da equipe e da sua motivação. Apesar dos pacientes poderem ser vistos como co-produtores dos cuidados de saúde [8], a equipe do hospital possui uma participação mais direta e decisiva na qualidade e nos resultados desses cuidados. Por esse motivo, a equipe do hospital deve atuar como protagonista no processo e isso, em alguns casos, não é considerado na hora de se adotar um mecanismo de avaliação externa.

O modelo da ISO9000 se propõe a ser um mecanismo universal, aplicável tanto ao setor industrial quanto ao setor de serviços, incluindo os serviços de saúde, objetivando melhorar a qualidade dos produtos e serviços.

O objetivo deste trabalho é estudar o impacto da certificação ISO9000 sobre os funcionários do hospital através de uma abordagem multivariada (análise de homogeneidade - HOMALS) baseado nas opiniões desses funcionários sobre as mudanças introduzidas por esse mecanismo de avaliação externa.

Materiais e Métodos

Este trabalho foi desenvolvido em um hospital filantrópico, com 150 leitos, que possui serviços de alta complexidade tais como: hemodinâmica, ressonância nuclear magnética, tomografia computadorizada, medicina nuclear e radioterapia. O hospital conquistou sua primeira certificação ISO9000 em 1998, após quatro anos de preparação e adequação às cláusulas das normas. A pequena rotatividade de seus funcionários permitiu realizar o levantamento das opiniões dos funcionários que vivenciaram o período de transição anterior e posterior à certificação.

Os 957 funcionários do hospital foram classificados inicialmente em seis categorias profissionais: médicos, enfermagem, administrativo, engenharia, serviços gerais e membros do conselho diretor. Entretanto, para a análise dos dados, essas categorias foram agrupadas em

dois grandes grupos denominados clínicos (médicos e enfermagem) e não-clínicos (engenharia, serviços gerais e membros do conselho diretor).

A opinião dos funcionários sobre as mudanças ocorridas no hospital após a certificação ISO9000 foram obtidas por intermédio de um questionário, aplicado entre março e junho de 2002. Este instrumento foi desenvolvido baseado nas informações obtidas de observação não participante com duração de três meses [9], entrevistas não estruturadas com informantes-chaves de cada categoria profissional e análise da documentação relativa ao sistema da qualidade. O questionário consistiu em 23 questões divididas em seis blocos: identificação, escolaridade, função, experiência profissional, regime de trabalho e a ISO9000. O bloco da ISO9000 foi composto por questões destinadas a recolher opiniões dos funcionários sobre as mudanças ocorridas no hospital devido a certificação. Foram abordados itens referentes à infra-estrutura, dispositivos médicos, artigos médicos, medicamentos, organização, valorização do trabalho e satisfação na realização das tarefas. Procurou-se elaborar as questões utilizando-se uma linguagem simples e direta, visando torná-lo de fácil entendimento, uma vez que era auto-aplicado e de preenchimento voluntário. Adicionalmente, as questões foram de caráter geral, de forma que o questionário pudesse ser aplicado a todas as categorias profissionais, sem a necessidade de alterações.

Os questionários deram origem a um conjunto de dados multidimensional sobre a opinião dos funcionários a respeito das mudanças ocorridas no hospital devido à certificação ISO9000. A esses dados, aplicou-se uma análise de homogeneidade (HOMALS) [10,11] com o objetivo de mapear a opinião dos respondentes por meio das principais dimensões do conjunto de dados e identificar grupos com opinião similar. A HOMALS se assemelha à tradicional análise de componentes principais [12] e possibilita a redução de dimensionalidade dos dados, simplificando sua análise. Uma saída típica da HOMALS consiste em gráficos de duas ou três dimensões, do escore dos objetos e da quantificação das categorias. Os objetos correspondem a cada um dos respondentes e as categorias correspondem às opções de resposta.

Essas saídas gráficas muitas vezes são mais efetivas para a interpretação dos dados do que modelos matemáticos, os números podem fornecer detalhes mas raramente permitem uma visão global dos dados [13]. Algumas propriedades básicas da solução HOMALS são: a quantificação das categorias e os escores dos objetos são representados em um espaço conjunto; os escores dos objetos representam as coordenadas dos casos em n-dimensões; a quantificação das categorias representa o centróide das coordenadas das categorias em n-dimensões; os objetos com o mesmo padrão de resposta recebem escores de objetos idênticos; a distância entre dois objetos é relacionada com a similaridade de seus perfis de resposta; a variável discrimina melhor na medida em que suas categorias são afastadas entre si; e categorias com baixas freqüências marginais serão localizadas afastadas da origem do espaço conjunto, enquanto que categorias com altas freqüências marginais serão localizadas próximas à origem [11].

Neste trabalho foram considerados apenas os respondentes que trabalhavam no hospital antes da certificação. A HOMALS foi aplicada ao conjunto de questões sobre a opinião dos respondentes sobre as mudanças ocorridas no hospital devido à certificação ISO9000, resultando em 12 variáveis, sendo 11 com cinco categorias e uma binária. A escala adotada para as cinco categorias vai de uma opinião positiva com relação ao impacto da ISO9000 (categoria 1), até uma opinião negativa (categoria 5), passando por uma opinião levemente positiva (categoria 2), opinião indiferente (categoria 3) e uma opinião levemente negativa (categoria 4).

Resultados

O número total de questionários devolvidos foi de 517, correspondendo à uma taxa de resposta de 54%. Considerando-se apenas os respondentes que trabalhavam no hospital na ocasião da certificação ISO9000, obtiveram-se 388 questionários, que representam 75% dos questionários retornados, destes, 154 (40%) eram do grupo “Clínicos” e 234 (60%) do grupo “Não-clínicos”.

O mapa bidimensional da quantificação das categorias resultante da HOMALS é apresentado na Figura 1. Este mapa foi dividido em quatro quadrantes (Q1, Q2, Q3, Q4), onde o primeiro quadrante está localizado no lado superior direito e os demais seguem o sentido horário seqüencialmente. Pode ser observado que existe uma transição das categorias de respostas de “1” a “5” seguindo um formato de “U” ao longo da dimensão “1”. A presença deste padrão indica que existe uma estrutura unidimensional representada pela dimensão “1” [14]. Em outras palavras, a dimensão “1” é a dimensão que mais discrimina e descreve o conjunto das variáveis, sendo a dimensão “2” secundária e com pouco poder de descrição. Nota-se que ocorre o agrupamento de categorias similares em algumas regiões do mapa, sugerindo a formação de grupos. No quadrante Q4 observa-se um predomínio da categoria “1” relacionado a uma opinião positiva sobre o impacto da ISO9000. Na outra extremidade, as categorias “5” e “4”, associadas a uma opinião negativa e levemente negativa, dominam o quadrante Q1. No meio da escala da dimensão “1”, observamos a localização da categoria “2” no quadrante Q3, associado a uma opinião levemente positiva, e a categoria “3” entre os quadrantes Q1 e Q2, relacionada a opinião de indiferença.

O mapa bidimensional da Figura 2 apresenta os escores dos objetos, que sintetizam a opinião dos respondentes clínicos e não-clínicos. Pode-se observar que os clínicos concentram-se nos quadrantes Q2 e Q3. Uma análise dos quadrantes revela que 26% dos

objetos (respondentes) teve uma impressão levemente negativa com relação ao impacto da certificação ISO9000, localizando-se no quadrante Q1; 25% foram indiferentes (Q2); 34% tiveram uma impressão levemente positiva (Q3) e 15% tiveram uma opinião positiva (Q4).

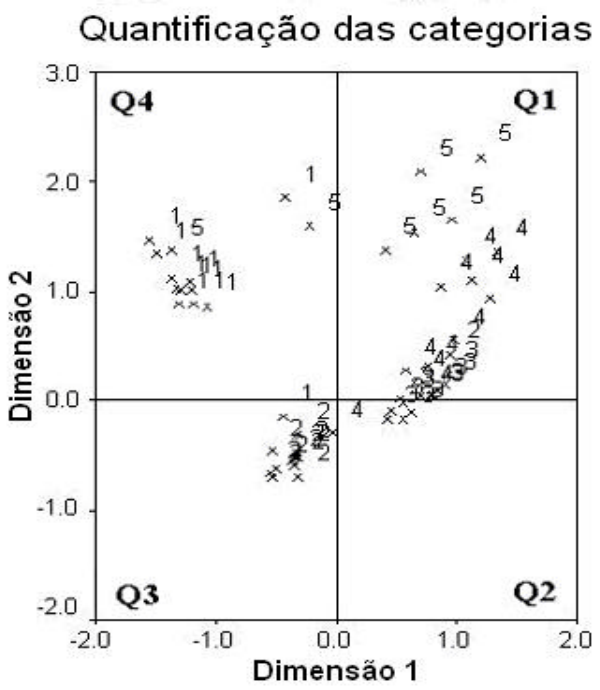


Figura 1: Mapa bidimensional da quantificação das categorias de 12 variáveis.

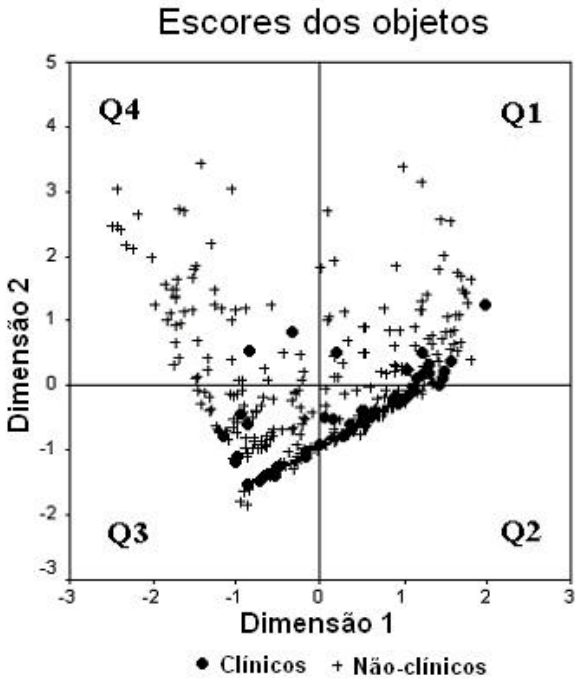


Figura 2: Mapa bidimensional dos escores dos objetos considerando 12 variáveis.

A Tabela 1 apresenta a distribuição das opiniões dos funcionários clínicos e não-clínicos considerando os quadrantes do mapa da Figura 2. Os clínicos concentraram-se mais no quadrante Q1 (33%) e menos no Q4 (9%), e os não clínicos concentraram-se mais em Q3 (38%) e menos em Q4 (19%).

Tabela 1: Distribuição das categorias profissionais pelos quadrantes, agrupadas em clínicos e não-clínicos.

Quadrante	Clínicos	Não-clínicos
Q1	33%	21%
Q2	29%	22%
Q3	29%	38%
Q4	9%	19%

Discussão

O esforço para se implementar um sistema de gestão da qualidade visando uma certificação ISO9000 demanda dedicação de todo o hospital, entretanto, os resultados indicaram que 51% do total de respondentes (soma dos quadrantes Q1 e Q2) possuem opinião de indiferença ou levemente negativa quanto ao impacto da certificação ISO9000. Este não pode ser considerado um bom resultado quando se considera o esforço despendido.

Considerando-se os funcionários clínicos, que normalmente trabalham diretamente com os pacientes, estes são mais indiferentes ou possuem uma opinião menos otimista a respeito do impacto da ISO9000 do que os funcionários não-clínicos. Os primeiros possuem 62% dos respondentes concentrados nos quadrantes Q1 e Q2, contra 43% dos funcionários não-clínicos. Esse resultado pode estar relacionado com o fato de que o foco da ISO9000 é o processo organizacional e não a prática clínica. A expectativa dos funcionários clínicos com relação à certificação ISO9000, possivelmente, não foi preenchida. Em parte por não conhecerem as reais implicações de uma certificação ISO9000, criando uma expectativa de que ocorreria impacto direto na sua prática clínica. Por outro lado, os funcionários não-clínicos foram mais contemplados pela ISO9000, especialmente os funcionários em funções técnicas e administrativas.

Apenas 9% dos funcionários clínicos e 19% dos não-clínicos possuem uma impressão positiva sobre os resultados da certificação ISO9000 (Q4), este resultado indica que a adoção de mecanismos externos de garantia da qualidade, como meio de motivar os funcionários de um hospital, deve ser avaliado com cuidado pela Direção.

Deve-se observar que o impacto analisado neste estudo se refere às normas ISO9000:1994. A versão 2000 destas normas [15] buscou resolver algumas limitações identificadas na versão de 1994, seu foco são os processos existentes nas organizações e seus respectivos controles por intermédio de indicadores

adequados. Esta nova filosofia pode tornar a ISO9000:2000 mais atrativa aos funcionários clínicos, fato que apenas poderá ser confirmado através de novos estudos. O prazo para adequação à nova versão das normas encerrou-se em 2003, desta forma, seu impacto ainda não pôde ser avaliado em sua plenitude.

Independente da versão da norma, uma certificação ISO9000 bem sucedida depende de um grande número de fatores tais como: cultura organizacional, interpretação das cláusulas das normas, forma de implantação etc. Desta forma, os resultados aqui apresentados se limitam ao cenário estudado, sendo fundamental a realização de novos estudos, em diferentes realidades, para que conclusões mais abrangentes quanto ao impacto da certificação ISO9000 possam ser obtidas. Em especial, no que concerne ao impacto da certificação nos funcionários do hospital, uma vez que não é possível melhorar os serviços de saúde sem o apoio e motivação dos mesmos.

Conclusão

Este trabalho revelou uma diferença entre as opiniões dos funcionários clínicos e não clínicos, com relação ao impacto da certificação ISO9000. Os clínicos tiveram uma impressão menos otimista sobre os benefícios da certificação do que os não-clínicos. Este resultado indica que as normas ISO9000 são mais adequadas às atividades técnicas e administrativas do que as atividades relacionadas com os cuidados ao paciente.

A certificação ISO9000, até o presente momento, não é suficiente para garantir a qualidade da atenção ao paciente pois ainda não contempla a prática clínica, entretanto, ela pode servir como um importante passo nesse sentido.

Agradecimentos

Aos funcionários e à Direção do hospital pelo apoio e colaboração que permitiram a realização deste estudo.

Ao Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, pelo apoio e pela infra-estrutura indispensável ao desenvolvimento do trabalho.

Referências

[1] GARVIN, D.A., *Managing quality: The strategic and competitive edge*, New York: Free Press, 1987.

[2] REEVES, C.A., BEDNAR, D.A., "Defining quality: alternatives and implications", *Academy of Management Review*, 19**(3)**:419-445, 1994.

[3] SHAW, C.D., "External quality mechanisms for health care: summary of the ExPeRT project on visitatie, accreditation, EFQM and ISO assessment in European Union countries", *International Journal for Quality in Health Care*, 12**(3)**:169-175, 2000.

[4] KLAZINGA, N., "Re-engineering trust: the adoption and adaption of four models for external quality assurance of health care services in western European health care systems", *International Journal for Quality in Health Care*, 12**(3)**:183-189, 2000.

[5] ICHINOSE, R.M., ALMEIDA, R.T., "Desmistificando a Certificação e a Acreditação Hospitalar", in Quinto-Neto, A., Nogueira, O.J. (Ed): *Hospitais: Administração da Qualidade e Acreditação de Organizações Complexas*, Porto Alegre: Dacasa, pp. 193-202, 2004.

[6] ØVRETVEIT, J., GUSTAFSON, D., "Using research to inform quality programmes", *British Medical Journal*, 326**(5)**: 759-761, 2003.

[7] SHAW, C., "External assessment of health care", *British Medical Journal*, 322**(7)**: 851-854, 2001.

[8] WENSING, M., ELWYN, G., "Methods for incorporating patients' views in health care", *British Medical Journal*, 326**(19)**: 877-879, 2003.

[9] RICHARDSON, R.J., *Pesquisa social: métodos e técnicas*, São Paulo: Atlas, 1999.

[10] GIFI, A., *Nonlinear Multivariate Analysis*, New York: John Wiley & Sons, 1991.

[11] MICHAILIDIS, G., DE LEEUW, J., "The Gifi system of descriptive multivariate analysis", *Statistical Science*, 13: 307-336, 1998.

[12] JOHNSON, R.A., WICHERN, D.W., *Applied Multivariate Statistical Analysis*, New Jersey: Prentice-Hall, 1992.

[13] UNWIN, A., "Using your eyes - making statistics more visible with computers", *Computational Statistics & Data Analysis*, 32: 303-312, 2000.

[14] MICHAILIDIS, G., *Multilevel Homogeneity Analysis*, Ph.D. Thesis, Department of Mathematics, University of California at Los Angeles – UCLA, 1996.

[15] ABNT, *Coletânea de normas de sistemas de gestão da qualidade*, Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Normas Técnicas, 2001.

ESTIMULADOR ELÉTRICO DE ALTA POTÊNCIA PARA EXPERIMENTOS FISIOLÓGICOS

Sergio P. Moura*, Gentil S. Soares**, Rosana A. Bassani* e José W.M. Bassani*,**

*UNICAMP/Centro de Engenharia Biomédica, Campinas, SP, Brasil
**UNICAMP/FEEC/Depto. Egenharia Biomédica, Campinas, SP, Brasil

e-mail: smoura@ceb.unicamp.br

Abstract: The present high-power electrical stimulator can generate monopolar or bipolar pulses for stimulation of excitable tissues and cells in physiological experiments. The output of the stimulator can reach ± 150 V and up to 6 A. The stimulator was applied to investigate the contractile effects of high-intensity electric fields on isolated cardiac tissue. Depression of contractility was observed after fields as low as 60 V/cm, and the magnitude and duration of this effect increased with field intensity. We conclude that this stimulator is useful for such studies, especially considering that an instrument with all of its features is currently unavailable for acquisition.
***Palavras Chaves*: Estimulação elétrica, alta potência, desfibrilação.**

Introdução

A fibrilação ventricular é o tipo de arritmia cardíaca mais letal [1], e a única terapia disponível para seu tratamento agudo é a aplicação de campos elétricos de alta intensidade através do tórax do paciente, processo conhecido como desfibrilação. No entanto, este procedimento geralmente tem efeitos deletérios para o miocárdio, como depressão contrátil e geração de arritmias [2-4]. Para melhor entender os efeitos deste tipo de estimulação e procurar minimizá-los, otimizando o processo de desfibrilação, é preciso estudar a interação do campo elétrico com tecidos biológicos [5] e realizar experimentos com preparações miocárdicas, o que requer estimuladores elétricos com potência suficiente para aplicação de campos com intensidades de várias centenas de V/cm. Estes estimuladores, no entanto, não estão disponíveis no mercado.

Com o objetivo de suprir instrumentação para realização destes estudos, desenvolvemos o Estimulador Elétrico de Alta Potência (EEAP), que tem saída de ± 150 V, e corrente de até 6 A. Este estimulador é capaz de gerar pulsos não apenas monopolares, mas também bipolares, que são atualmente usados em desfibriladores implantáveis, por conferirem maior segurança e efetividade ao processo de desfibrilação [6].

O EEAP foi desenvolvido e construído usando apenas componentes de fácil aquisição no mercado nacional. Como aplicação, o EEAP foi utilizado para investigar os efeitos contráteis da aplicação de campos elétricos de alta intensidade sobre o miocárdio do rato.

Materiais e Métodos

Desenvolvimento do estimulador: O EEAP é composto de circuitos gerador de forma de onda, chaveador, de proteção, medidor digital V–I, fonte dupla de 150 V e fontes de alimentação (Figura 1).

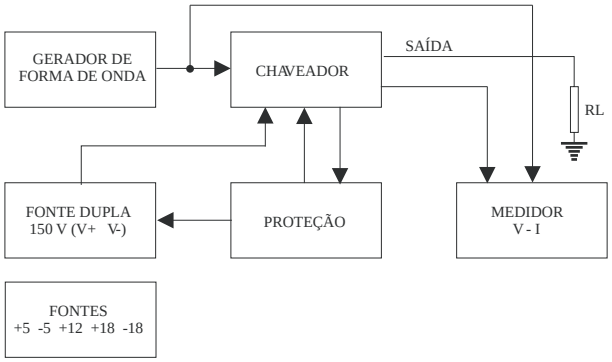


Figura 1: Diagrama em blocos do estimulador elétrico

O gerador de forma de onda (Figura 2) gera pulsos monopolares positivos e negativos, e pulsos bipolares simétricos e assimétricos. No pulso bipolar simétrico, o módulo da amplitude e a duração são iguais nos pulsos positivo e negativo. No pulso bipolar assimétrico, o módulo da amplitude do pulso negativo é a metade daquele do pulso positivo, enquanto a duração deste é a metade daquela do pulso negativo.

O oscilador a cristal gera 2 MHz, que é dividido por 10. A chave CH1 seleciona 2 MHz ou 200 kHz, que é dividido por 488, gerando um sinal de 4098 Hz ou 409,8 Hz. Este sinal entra no divisor programável de freqüência, que gera um sinal de 1 a 10 Hz ou de 0.1 a 1.0 Hz.

O sinal de 200 kHz entra no divisor programável de duração, que gera um sinal de 1 a 10 ms.

Os sinais de freqüência e de duração entram na memória EEPROM, que fornece dois pulsos seqüenciais de mesma duração. Estes pulsos entram no multiplex, e por meio da chave MODO, a forma dos pulsos é escolhida. A chave CH2 seleciona a faixa de duração. As saídas do multiplex entram em um amplificador somador, que

formata os pulsos em monopolares (positivos ou negativos) e bipolares.

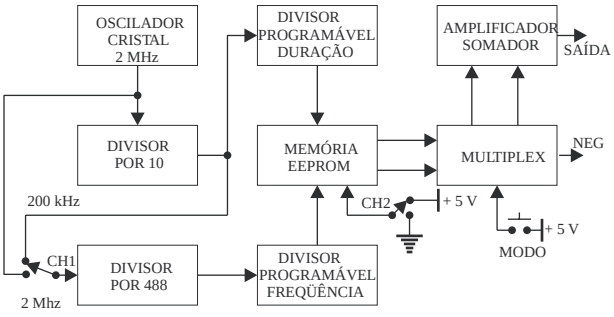


Figura 2: Gerador de forma de onda.

O circuito chaveador (Figura 3) utiliza *mosfet* de potência para chavear as tensões V+ e V- para a carga RL. Para que um *mosfet* de potência seja chaveado, é necessário aplicar uma tensão entre a porta (*gate*) e a fonte (*source*). Para *mosfet* tipo N, a porta deve ser positiva em relação à fonte.

A saída do gerador de forma de onda é ligada aos acopladores ópticos A e B. Quando o pulso for positivo, A acopla a tensão flutuante de REGULADOR 1 ao *mosfet* Q1, chaveando assim a tensão V+ para a carga RL. Quando o pulso for negativo, B acopla a tensão flutuante de REGULADOR 2 ao *mosfe*t Q2, chaveando assim a tensão V- para a carga RL.

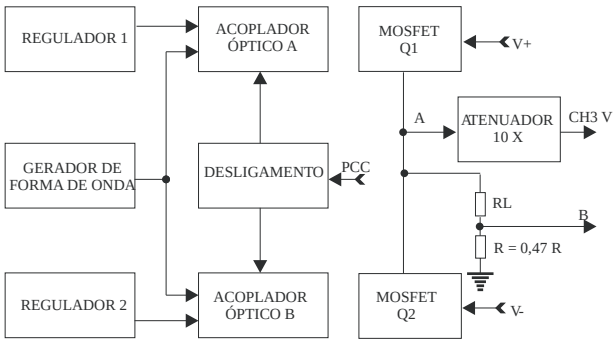


Figura 3: Chaveador

A tensão de saída (ponto A) é encaminhada ao atenuador, onde é atenuada 10 vezes, sendo então encaminhada para a chave CH3 V, de onde pode ser encaminhada para o medidor V–I.

A carga é aterrada pelo resistor R de 0,47 ohms. A tensão neste resistor (ponto B) é enviada ao amplificador do bloco de proteção (Figura 4), cujo ganho é ajustado para que a saída em tensão do amplificador seja proporcional à corrente que passa através de R, de tal maneira que para 1 A se tenha 1 V. Esta saída é encaminhada para os comparadores A e B, cujas tensões de referência são ajustadas por um potenciômetro duplo de limite de corrente. As saídas dos comparadores A e B são ligadas a uma porta OU. A saída da porta OU estará em nível baixo quando a corrente na carga gerar uma tensão menor do que a tensão de referência ajustada (tanto positiva quanto negativa), e irá para nível alto quando a corrente ultrapassar este valor.

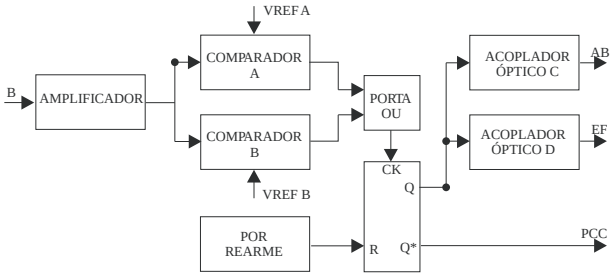


Figura 4: Circuito de proteção

A saída da porta OU é ligada ao *clock* de um *flip-flop* tipo D. Quando se liga o equipamento ou se aperta a chave REARME, o circuito de *POWER ON RESET* (POR) irá zerar a saída Q do *flip-flop*. Quando o *clock* do *flip-flop* for para nível alto, devido à sobrecarga de corrente, sua saída irá para nível alto, acionando assim os LEDS dos acopladores ópticos C e D. Os transistores destes acopladores ópticos estão ligados aos pontos AB e EF, respectivamente, da fonte dupla de 150V, e, quando ativados, aterram estes pontos, desligando assim os SCRs da fonte dupla de 150 V. Além disso, a saída complementar Q* do *flip-flop* (PCC) desliga os LEDs dos acopladores ópticos A e B, o que, por sua vez, desliga os mosfets de potência, deixando a carga sem tensão. Ainda mais, o sinal PCC energiza o relé RL1 da fonte dupla de 150 V, colocando o resistor RC entre a saída da fonte dupla e terra, descarregando assim os capacitores da fonte dupla de 150 V.

A saída do amplificador é ligada à chave CH3 I, de onde pode ser encaminhada para o bloco Medidor V–I.

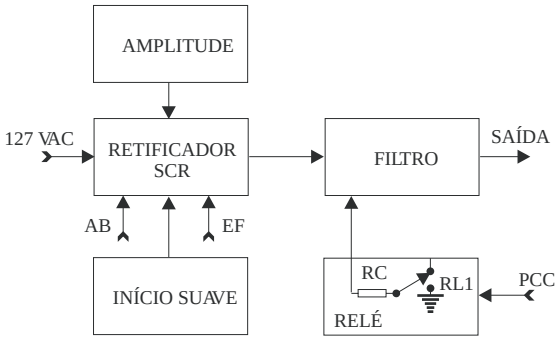


Figura 5: Fonte Dupla de 150 V

A fonte dupla de 150 V (Figura 5) gera as tensões de 0 a +150V (V+) e 0 a -150V (V-), utilizadas no chaveador. Ela consiste em um retificador controlado por SCR seguido de filtro. O potenciômetro Amplitude ajusta o nível de disparo do SCR. O circuito de início suave faz com que a saída da fonte dupla de 150 V não varie bruscamente ao se ligar o circuito.

O bloco Fontes gera as tensões de +5V, -5V, +12V,

+18V e -18V, utilizadas nos diversos circuitos.

O circuito Medidor V–I está representado na Figura 6. O pulso Vin proveniente do bloco CHAVEADOR (tensão ou corrente, chave SW3 V ou SW3 I) entra no DETECTOR DE MÓDULO, cuja saída é sempre positiva, independente do sinal de entrada. A saída do DETECTOR DE MÓDULO entra no AMPLIFICADOR SATURADO, de modo que na saída deste sempre teremos um pulso (independente da amplitude de entrada) cuja subida dispara o MONOESTÁVEL 1. O tempo deste monoestável é para esperar a subida do pulso a ser medido. A descida do pulso deste monoestável dispara o MONOESTÁVEL 2 , cuja saída R controla o *SAMPLE&HOLD* que amostra

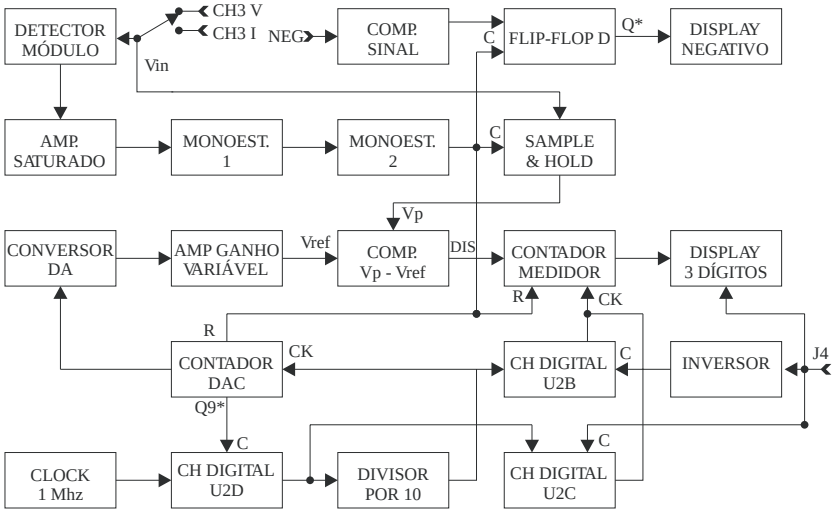


Figura 6: Medidor V–I

o sinal de entrada. O sinal de saída do *SAMPLE&HOLD* (Vp) é encaminhado para o COMPARADOR Vp - Vref. A saída do MONOESTÁVEL 2 também zera os contadores DAC e MEDIDOR.

O bloco *CLOCK* gera um sinal de 1 MHz que, através da CHAVE DIGITAL U2D, passa para o DIVISOR POR 10 e vai para o CONTADOR DAC. Quando o sinal a ser medido for tensão, o bloco CHAVEADOR envia um sinal em nível baixo ao conector J4, que desliga o ponto decimal do *DISPLAY* de 3 dígitos, e libera o *clock* de 100 kHz para o CONTADOR MEDIDOR pela CHAVE DIGITAL U2B. Quando o sinal a ser medido for corrente, o bloco CHAVEADOR envia um sinal em nível alto ao conector J4, que liga o ponto decimal do *DISPLAY* de 3 dígitos, e libera o *clock* de 1 MHz para o CONTADOR MEDIDOR pela CHAVE DIGITAL U2C.

Os blocos CONTADOR DAC, CONVERSOR DA e AMP GANHO VARIÁVEL geram uma rampa Vref, que é encaminhada ao COMPARADOR Vp - Vref. A saída do COMPARADOR Vp - Vref é o sinal DIS (*disable*).

DIS= +V quando Vref > Vp; DIS = 0 quando Vref < Vp

Quando o sinal DIS = +V, o CONTADOR MEDIDOR é desabilitado, congelando o resultado no *DISPLAY* 3 DÍGITOS.

O ganho do AMP GANHO VARIAVEL é ajustado de tal modo que para um sinal de tensão Vp = 10V a ser medido, a leitura no *DISPLAY* 3 DÍGITOS seja 100, (pois o sinal Vp foi atenuado em dez vezes) e portanto, a leitura do *DISPLAY* 3 DÍGITOS significa 100V.

Quando o CONTADOR DAC atinge a máxima contagem, Q9 vai para nível alto, bloqueando o sinal de *clock* pela CHAVE DIGITAL U2D. O *clock* será habilitado no próximo pulso a ser medido, pelo sinal R (saída do MONOESTÁVEL 2).

O sinal NEG proveniente do Gerador de Forma de Onda é ligado ao COMPARADOR SINAL, cuja saída estará em nível alto quando o pulso for negativo. Este nível alto é ligado à entrada D do *flip-flop*, que é habilitado pelo sinal R (saída do MONOESTÁVEL 2). A saída Q* é enviada ao *DISPLAY* NEGATIVO, ligando o sinal negativo.

Experimentos com preparação isolada: Foram utilizadas tiras de átrio direito isolado de ratos adultos. As preparações foram perfundidas a 37°C com solução de Krebs-Henseleit, como descrito em [7], sob estimulação a 0.5 Hz com intensidade de 1.2x o limiar com um estimulador convencional. A câmara de perfusão foi adaptada (eletrodos paralelos em placa, ajustados à parede interna) para possibilitar a estimativa do campo aplicado, a partir da leitura do *display* do EEAP. O tecido foi preso a um transdutor de tensão isométrica, acoplado a um sistema de aquisição de sinais (Narco BioSystems, Inc.). Após estabilização por 90 min, aplicou-se à preparação um único estímulo de alta intensidade (monofásico, duração 10 ms, indicado por uma seta na Figura 7), gerado pelo EEAP, após o qual foi continuada a estimulação de baixa intensidade. O protocolo foi repetido para campos crescentes, a um intervalo de 30-90 min. Resultados semelhantes foram obtidos em 6 preparações.

Resultados

O EEAP tem saída de ±150 V, e corrente de até 6 A. São gerados pulsos mono ou bipolares, com ajuste de duração de 0,1 a 1 ms (com passo de 0,1 ms) e de 1 a 10 ms (com passo de 1 ms). A faixa de frequência é de 0,1 a 1 Hz (com passo de 0,1 Hz), e de 1 a 10 Hz, com passo de 1 Hz.

A Figura 7 mostra que a aplicação de um campo de apenas 60 v/cm já produz uma curta refratariedade (~15 s) à estimulação, seguida de depressão contrátil transitória (~15 s).

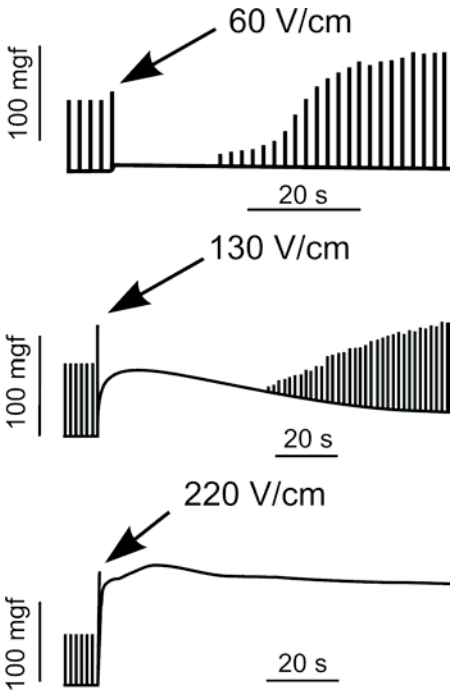


Figura 7: Resposta contrátil do tecido atrial de rato a campos elétricos de alta intensidade.

O aumento do campo aplicado para 130 V/cm levou ao desenvolvimento de uma contratura e aumento do período no qual o tecido permaneceu refratário à estimulação (~1 min), após o qual houve lenta recuperação da atividade contrátil, deprimida inicialmente. Finalmente, um campo de 220 V/cm causou uma marcante contratura, que se manteve por mais de 5 min, durante a qual o músculo tornou-se totalmente refratário à ativação elétrica.

Discussão e Conclusões

Nossos resultados indicam forte depressão contrátil, na faixa de campo equivalente àquele aplicado durante o procedimento desfibrilatório (~100V/cm, [2]). A contratura desenvolvida pelo músculo parece resultar de um aumento persistente da concentração de cálcio no citosol das células miocárdicas [4], e os mecanismos envolvidos nesta resposta estão sob investigação em nosso laboratório.

O instrumento descrito neste trabalho permitiu a aplicação e quantificação de campos de alta intensidade a preparações isoladas. É importante ressaltar as características de segurança na operação do EEAP, particularmente importantes devido à intensidade dos choques elétricos liberados. O circuito de proteção projetado desacopla a carga, desliga a fonte de 150 V e descarrega os capacitores, caso o limite de corrente seja ultrapassado (e.g. curto-circuito).

Por ser a fibrilação miocárdica um fenômeno tecidual, na simulação do processo desfibrilatório torna-se necessário o uso de preparações multicelulares (ou mesmo do coração inteiro), a serem imersas em volumes relativamente grandes (5-20 ml) de solução salina. Portanto, é necessário um estimulador de alta potência para geração do campo elétrico desejado. O presente estimulador é de grande valor para este tipo de estudos, especialmente quando se considera que não há, nos mercados brasileiro e internacional, instrumento disponível que reúna todas as características do EEAP (e.g., saída de até 6 A, pulsos mono e bipolares, etc).

Agradecimentos: Sr. Reginaldo O. S. Alves (apoio técnico em mecânica).
Apoio: FAPESP, CNPq.

Referências

[1] ZIPES, D.P., WELLENS, H.J.J., "Sudden cardiac death", *Circulation* 98:2334-51, 1998.

[2] YABE S., SMITH W.M., WOLF P.D., ROLLINS D.L., IDEKER R.E., "Conduction disturbances caused by high current density electrical fields", *Circ Res* 66:1190-203, 1990.

[3] TUNG L., "Detrimental effects of electrical fields on cardiac muscle", *Proc. IEEE* 84:366-77, 1996.

[4] KRAUTHAMER V., JONES J.L., "Calcium dynamics in cultured heart cells exposed to defibrillator-type electric shocks." *Life Sci.* 60:1977-88. 1997.

[5] GOMES P.A.P., BASSANI R.A. BASSANI J.W.M., "Electric field stimulation of cardiac myocytes during post-natal development." *IEEE Trans. Biomed. Engin.,* 48*:* 630-636, 2001.

[6] SCHNEIDER T., MARTENS P.R., PASCHEN H., KUISMA M., WOLCKE B., GLINER B.E., RUSSELL J.K., WEAVER D., BOSSAERT L., CHAMBERLAIN D., "Multicenter, randomized, controlled trial of 150-J biphasic shocks compared with 200- to 360-J monophasic shocks in resuscitation of out-of-hospital cardiac arrest victims", *Circulation* 102:1780-7, 2002.

[7] FERRAZ S.A., BASSANI J.W.M., BASSANI R.A., "Rest-dependence of twitch amplitude and sarcoplasmic reticulum calcium content in the developing rat myocardium". *J. Mol. Cell. Cardiol.* 33: 711-22, 2001.

SISTEMA BIOTELEMÉTRICO PARA MONITORAÇÃO DE OVOS DENTRO DE NINHOS DURANTE O PERÍODO DE INCUBAÇÃO

S. F. Beltramin* e P. J. Abatti*

* CEFET-PR/CPGEI, Curitiba, Brasil

e-mail: sidarta@placareletronico.com

Abstract: This paper presents a biotelemetric system composed of a faked egg and a reading unity, which is able to monitore the parameters of a bird's egg inside a nest during the incubation period. The construction of the complete system is described, and, the results of laboratory and premliminary field tests are also reported.

Palavras Chaves*: Biotelemetria, Monitoração, Ovo, Papagaio, Período de Incubação*

Introdução

A reprodução de pássaros raros ou em perigo de extinção pode ser auxiliada através da incubação artificial de seus ovos. A taxa de sucesso do processo de incubação artificial, no entanto, depende de diversos fatores, destacando-se umidade, temperatura e taxa de giro do ovo (rotação e translação) dentro do ninho para uniformização da incubação [1]. Estas variáveis dependem principalmente do comportamento do pássaro em estudo e das condições ambientais onde se encontra o ninho. Trabalhos anteriores demonstraram que a umidade depende primordialmente das condições ambientais [1]. Assim, a monitoração da taxa de giro do ovo e da temperatura efetiva a qual o ovo se encontra submetido no ninho pode auxiliar na duplicação do microclima proporcionado pelo ninho e, conseqüentemente, a incubação artificial do ovo.

Ressalta-se que com o presente desenvolvimento procura-se solucionar problemas populacionais encontrados em espécies de pássaros encontrados na Serra do Mar e Litoral paranaenses. Especificamente, procurar-se-á desenvolver ovos artificiais para o estudo da incubação do Papagaio da Cara Roxa *(Amazona brasiliensis*), que foi selecionado pois é considerado de status indeterminado ou raro em muitos lugares [2],[3],[4]. Além disso, outras características corroboraram para a escolha do pássaro específico. Observações *in situ* mostraram que estes pássaros reutilizam seus ninhos todos os anos [5], os quais estão situados dentro de troncos ocos de árvore. Assim os preparativos necessários (instalação de antenas, etc.) podem ser realizados antes do período reprodutivo (outubro/novembro por cerca de 35 dias).

Os ovos deste pássaro têm um tamanho que permite a instalação de circuitos transmissores em seu interior. Por exemplo, o tamanho do ovo do papagaio da cara roxa é, em média, 40 x 22mm..

Materiais e Métodos

O sistema que foi implementado é composto de um transmissor que pode ser ligado ou desligado remotamente, e que apresenta baixo consumo (suficiente para transmissão contínua de dados por cerca de 30 dias [6]) que ficará encapsulado dentro do ovo do pássaro, e de um receptor conectado a um sistema microprocessado, onde o registro/armazenamento de dados será efetuado. Este sistema microprocessado pode ser conectado a um microcomputador para a transferência dos dados adquiridos durante um determinado período de tempo.

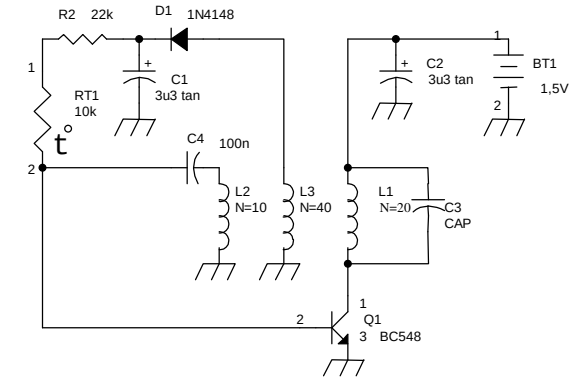
O transmissor envia a informação de temperatura através da posição relativa de pulsos (modulador tipo ppm – pulse position modulator) e a posição do ovo no ninho é determinada a partir da amplitude do sinal captado por um conjunto de quatro bobinas alocadas ao redor do ninho.

A Figura 1(a) mostra o circuito transmissor que foi encapsulado dentro do ovo. O circuito se trata de um oscilador de bloqueio, cuja informação da temperatura é captada pelo termistor RT1, e repassada no forma do espaçamento entre os pulsos de oscilação. Como se trata de um NTC, quanto maior a temperatura, maior a freqüência dos pulsos. A análise deste circuito, incluindo os critérios para a construção das bobinas, está descrita na literatura [6]. A Figura 1(c) mostra o sinal contendo a informação da temperatura. Note-se que a distância T entre os pulsos é função da temperatura medida Uma foto do circuito transmissor implementado já em versão SMD é mostrada na Figura 1(b). O volume do circuito implementado está de acordo com a utilização (ovos de papagaio), sendo que um ovo médio pode acomodar o circuito incluindo-se duas baterias modelo LR-44.

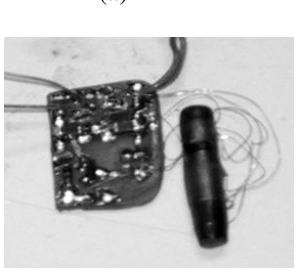
Observe-se que ao saturar os núcleos das bobinas L1, L2 e L3, o processo de realimentação do circuito cessa, desligando assim o transmissor.

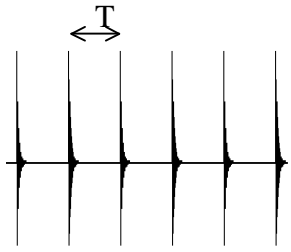
Da mesma forma, um pulso externo que excite L3 com energia suficiente para carregar C1 com uma tensão superior à tensão Vbe (limiar) do transistor Q1 (aproximadamente 0,6V) leva o circuito novamente ao estado de oscilação.

Estas características são muito importantes, visto que é possível construir os ovos artificiais em laboratório, transportá-las para o campo e só então ligá-las, economizando-se assim a energia das baterias dos transmissores.



(a)





(b) (c)

Figura 1 – (a) Oscilador de Bloqueio (b) Circuito Transmissor e (c) Pulsos com informação de temperatura

O encapsulamento do circuito transmissor requer um trabalho manual bastante apurado. Para que o papagaio aceite o ovo falso, é necessário que este seja o mais parecido possível com um ovo verdadeiro. Assim, além do formato que, preferencialmente deve ser idêntico, a capacidade térmica (ou impedância térmica) do ovo falso deve ser próxima do ovo verdadeiro, inclusive para que as medidas sejam mais fidedignas.

Para a implementação do ovo falso, foi utilizada a casca de um ovo real de papagaio, contendo o circuito transmissor e um enchimento de parafina para proporcionar a resistência mecânica e as propriedades térmicas do ovo.

A unidade receptora é constituída de uma parte analógica, que recebe e trata o sinal vindo do transmissor, e de uma parte digital que controla a aquisição dos dados e os armazena em uma memória. Esta unidade recebe/trata/armazena a data, hora, temperatura interna do ovo, posição relativa do ovo no ninho, temperatura ambiente e umidade relativa do ar.

Para o armazenamento de dados na memória, executa-se uma codificação das informações gravadas, de forma a minimizar o espaço necessário para a gravação dos sinais medidos. Assim, são necessários somente 6 bytes para gravar as informações de temperatura do ovo, posição do ovo, temperatura ambiente, umidade relativa do ar, data (dia, mês, ano), e hora (hora, minuto), sendo então possível gravar até 5460 conjuntos de dados completos. As gravações são realizadas por evento, e não por tempo, ou seja, quando ocorrerem mudanças de posição, ou temperatura (maior que 2 graus), o circuito registra o evento completo. O sistema também grava informações a cada 20 minutos (mesmo sem eventos de mudança), apenas para registrar que o sinal proveniente do ovo está sendo captado. Caso o sinal seja perdido, o sistema interrompe a gravação. Neste sistema a autonomia da memória do sistema é indeterminada, entretanto, pode-se conhecer melhor a movimentação do ovo. Somente os testes *in situ* completos poderão mostrar a autonomia média do sistema.

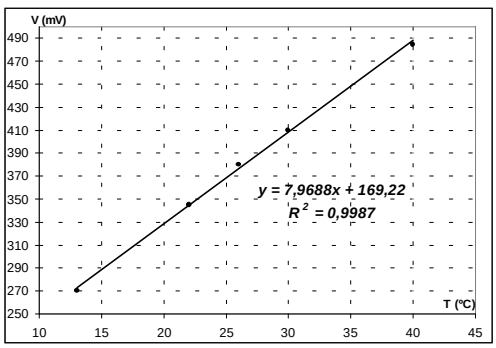
Uma versão de teste de um programa de computador também já foi implementada, sendo que esta se comunica serialmente com a unidade receptora, recebendo, tratando e mostrando em forma de gráfico os dados coletados. Uma versão de mais fácil utilização e que possa traçar adequadamente os gráficos dos dados coletados "por evento" deverá ser implementada no futuro.

Resultados

O sistema implementado demonstrou uma autonomia da ordem de 30 dias com a utilização de duas baterias LR-44. Ao final deste período, o ovo pode ser trocado por outro com baterias novas, sendo que o primeiro seria novamente aberto e teria suas baterias trocadas para que possa ser reutilizado.

Para a leitura do período de tempo entre os pulsos (proporcionais à temperatura), o sinal recebido do transmissor é integrado, de tal forma que a tensão de saída deste integrador é inversamente proporcional ao período entre pulsos, ou seja, proporcional à temperatura conforme anteriormente mencionado.

Medições em bancada mostraram que o sistema possui uma boa linearidade na resposta à temperatura (Figura 3a). O gráfico mostra o valor médio de tensão obtido através da distância entre pulsos de largura fixa. Este sinal é então amplificado e digitalizado, obtendo-se assim a informação de temperatura. Uma foto da Unidade Receptora implementada é mostrada na Figura 3b.



(a)



(b)

Figura 3 – (a) Resposta do Sistema para Temperatura do Ovo e (b) Unidade Receptora

Para evitar o problema de erro na medição de temperatura devido à diferença na construção dos ovos falsos, foi introduzido um sistema de calibração de fácil operação que permite ajustar o sistema a estas diferenças.

O sistema também possui um sistema de economia de energia, que desliga toda a parte analógica do receptor durante 7/8 do tempo, ligando o circuito receptor uma vez por segundo somente pelo tempo necessário à aquisição dos dados de temperatura e posição do ovo. Assim o sistema que teve sua autonomia prevista para 8 dias, apresentou em testes de campo uma autonomia de 10 dias.

Em um experimento preliminar de campo, o ovo falso foi colocado dentro de um ninho de Papagaio da Cara-Roxa que já possuía mais dois ovos. O experimento foi realizado na Ilha Rasa, situada no Litoral do Paraná.

O ovo foi colocado dentro de um oco de árvore com sua entrada situada a aproximadamente 2m do solo. Este oco de árvore foi escolhido pela facilidade de instalação do sistema e pela relativa proximidade da região povoada da ilha, o que permitia um acompanhamento com caminhadas de aproximadamente 25 minutos.

A monitoração foi feita por um período de 20 horas contínuas, sendo iniciado às 10:00 da manhã, e terminado às 6:00 da manhã do dia seguinte. Não foi possível realizar o teste por um tempo mais longo devido a condições de disponibilidade de transporte para a ilha escolhida.

O Papagaio aceitou bem o ovo falso, não interrompendo o processo de incubação.

Foram registrados aproximadamente 1400 pontos de dados, e a Figura 4 mostra a temperatura dentro do ovo e a temperatura ambiente no local da instalação.

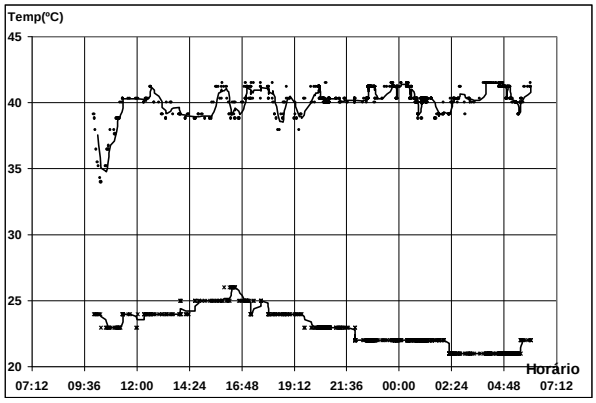


Figura 4 – Dados Coletados em campo.

Pode-se notar no gráfico um decaimento da temperatura nos primeiros minutos após a colocação do ovo no ninho, resultante da ausência do papagaio, e em seguida o retorno do animal, causando o reaquecimento do ovo. Nota-se também uma relativa constância na temperatura do ovo, mesmo com variações na temperatura ambiente.

A Figura 5 traz a simples representação da posição do ovo segundo o diagrama contido no próprio gráfico durante o período das 13:23 até as 14:23. Note-se que neste período o ovo completa praticamente meia-volta, iniciando na posição 1 e terminando na posição 7. Não foi possível identificar no conjunto de dados total nenhuma volta completa do ovo em relação ao ninho. O que pôde-se notar foram, normalmente, pequenos movimentos sem mudanças brusca orientação.

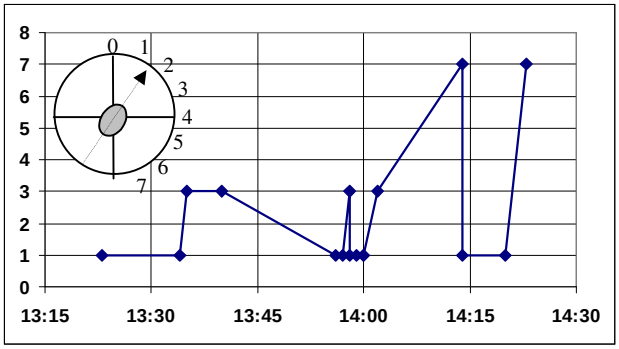


Figura 5 – Posição do Ovo no Ninho durante um determinado período.

Discussão

Com uma autonomia adequada, tanto do circuito transmissor quando do sistema receptor, o sistema se mostra eficiente o suficiente para a aplicação que se destina, sendo viável a sua aplicação para a telemetria dos ovos.

Os testes em campo mostraram um bom comportamento do circuito quanto às variações de umidade e temperatura, além de mostrarem que o circuito é eficiente também em árvores de até 1m de diâmetro de tronco, ou seja, maior que a média das árvores normalmente utilizadas pelos animais.

Mesmo com apenas 20h de monitoração, pode-se dizer que o sistema comportaria uma utilização longa, entretanto seria necessária a leitura dos dados a cada 3

ou 4 dias, pois senão a memória do sistema seria extrapolada. Uma solução para este seria a modificação do sistema para a utilização de memórias maiores.

Referências

[1] Stetten, G.F.; Koontz, C.; Sheppard, C. e Koontz, C.: Radio telemetric egg to measure temperature, humidity, and orientation in the nest. Biotelemetry XIII, Williamsburg, pp 216-221, 1995.

[2] Sick, H.: Ornitologia brasileira uma introdução, Univ. de Brasília, Brasília, vol.I, 1985.

[3] Chebez, J.C.: Los que se van/espécies argentinas em peligro. Ed. Albatros, Buenos Aires, Argentina, 1994.

[4] Relatório do Estado Paraná: Lista vermelha de animais ameaçados de extinção no Estado do Paraná, Secretaria de Estado do Meio Ambiente, Curitiba,SEMA/GTZ, 1995.

[5] Pichorim, M. & Bornschein, S.: Notas sobre o Streptoprocne biscutata no Estado do Paraná, III Congr. Brás. De Orn., Pelotas, RS, 1993.

[6] Abatti, P.J. e S. F. Pichorim: Single transistor under dumped RF pulse position modulator with remote switching for implantable units, I.E.E. Electronics Letters, vol.30, n.19, pp1564-1565, 1994.

NOVO LOCALIZADOR FORAMINAL ELETRÔNICO NO DOMÍNIO DA FREQÜÊNCIA

M. V. H. Rambo*, V. H. D. Brochado**, H. P. Medeiros*,
M. A. Sovierzoski*, C. A. S. Ramos**, R. Prescinotti** e H. R. Gamba*

* Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná/CPGEI, Curitiba-PR, Brasil
** Universidade Estadual de Londrina/Disciplina de Endodontia, Londrina-PR, Brasil

e-mail: marcos_rambo@uol.com.br

Abstract: Determining the working length of root canals is a key factor for the endodontic therapy success. Traditionally this task is done using the radiographic method, but it has several disadvantages: it exposes the patient to ionizing radiation, it is time consuming and it provides a two dimensional image. Electronic techniques based on the impedance measuring have proved to be faster and more accurate. This article presents the development of a new electronic foramen locator. *In vitro* tests were performed to assess its efficiency on determining the root canal working length.
***Palavras Chaves*: Localizador Foraminal Eletrônico, Endodontia, Odontometria Eletrônica, Instrumentos de Medição em Odontologia, Comprimento de Trabalho do Canal Radicular,.**

Introdução

A odontometria consiste na medida do comprimento do canal radicular e é uma das mais precoces etapas da terapia endodôntica. O objetivo dessa medida é determinar o comprimento de trabalho (CT) e, por conseguinte, indicar para o dentista a localização da constrição apical (CA) (ou forame menor) [1]. A CA é o limite ideal de trabalho dos instrumentos endodônticos.

O CT determina a máxima distância ou profundidade que os instrumentos endodônticos devem penetrar no interior do canal do dente para remover os tecidos, impurezas, metabólitos, restos de materiais e outros itens indesejáveis. O CT também identifica a profundidade de preenchimento do canal durante a fase de obturação. A profundidade de obturação está diretamente relacionada com o nível de desconforto pós-operatório.

Assim, a determinação precisa do CT é fundamental nos procedimentos operatórios em endodontia, sendo um fator crucial para o sucesso da terapia endodôntica [2] [3] [4].

A determinação do comprimento do canal radicular é comumente realizada através de radiografia. Entretanto, esse método apresenta algumas desvantagens: expõe o paciente à radiação ionizante, o que limita o número de repetições da medida, consome tempo e, por proporcionar a projeção de um objeto tridimensional em uma imagem de duas dimensões, não é capaz de determinar com precisão a localização da CA, principalmente em canais curvos [2].

De acordo com DUMMER et al. (1984), a constrição apical acontece, aproximadamente, a uma distância de 0,89 mm do forame apical (forame maior) [5], isto é, local onde o feixe vásculo-nervoso penetra da região periapical para a cavidade pulpar. Por isso, no caso do método radiográfico considera-se como limite seguro de trabalho a distância de 1 mm aquém do forame apical. Entretanto, existem dentes em que o forame apical não está posicionado no ápice anatômico observado nas imagens de raios-x. Isso induz a uma referência de medida errada para o cálculo do CT [2].

Técnicas eletrônicas baseadas no princípio da impedanciometria vêm se caracterizando como uma opção mais rápida, precisa e segura na determinação do CT e na localização da CA. Estudos recentes têm demonstrado que localizadores foraminais eletrônicos (LFE) possuem excelente precisão na determinação do CT [4] [6]. Além disso, eles apresentam maior eficiência na localização da CA que o método radiográfico [7] [8].

Este trabalho apresenta os resultados obtidos com o desenvolvimento de um protótipo de um LFE digital, baseado em impedanciometria. Trata-se de uma nova versão dos instrumentos descritos na literatura [9] [10] [11] [12], com a característica de que todo processo de medida do CT e da localização da CA é feito no domínio da freqüência. Os resultados dos testes *in vitro* demonstraram o excelente desempenho do instrumento desenvolvido.

Materiais e Métodos

Os localizadores apicais eletrônicos, baseados no princípio da impedanciometria, caracterizam-se por medir a impedância elétrica entre um eletrodo (lima endodôntica) inserido no interior do canal e outro fixado na membrana mucosa bucal, conforme ilustra a figura 1.

SUNADA (1962) realizou estudos com corrente contínua e observou uma resistência de 6,5k ohms entre a lima endodôntica, inserida até o ápice da raiz do dente, e a membrana mucosa [10]. Observou, também, que esse valor era consistente, independentemente da porção do periodonto, da idade dos pacientes e da forma ou tipo

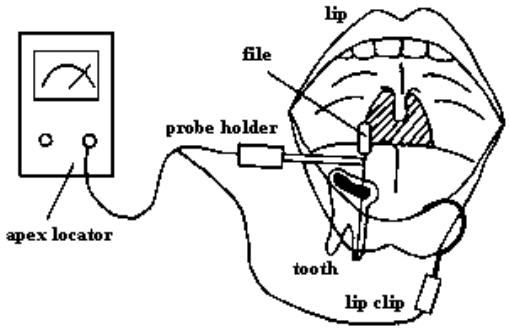


Figura 1: Esboço da utilização de um localizador apical eletrônico baseado em impedanciometria [9].

de dente. Dessa forma, propôs o uso de um ohmímetro de corrente contínua para a localização do forame apical. Contudo, medidas realizadas no interior do canal, em que a lima penetrava até alcançar o ápice, variavam significativamente conforme a solução eletrolítica presente nele. Elas eram altamente dependentes do conteúdo do canal, ou seja, elas eram influenciadas pelo eletrólito utilizado para preencher o canal (em geral hipoclorito de sódio) e pela presença de sangue e restos de tecidos. Também, o uso de corrente contínua e fluídos condutivos tornava a medida bastante instável, principalmente devido à polarização dos eletrodos, o que exigia que a medida fosse realizada o mais rápido possível. Isto tornava difícil a medição do comprimento do canal em dentes com vitalidade pulpar.

MEREDITH e GULABIVALA (1997) realizaram diversas medidas *in vivo*, para diversas profundidades da lima odontológica no interior do canal [13]. As medidas foram realizadas com um analisador de impedâncias RLC. Os resultados mostraram que o valor da componente resistiva do circuito equivalente entre os dois eletrodos, variou entre: 22,19 kΩ e 92,07 kΩ para canais secos, 9,32 kΩ e 12,10 kΩ para canais com água deionisada, e 7,46 kΩ e 8,92 kΩ para aqueles contendo hipoclorito de sódio. Essa variação de impedância, em virtude do tipo de solução contida no canal, reduz consideravelmente a precisão de LFEs que utilizam corrente contínua ou alternada com uma única componente espectral.

Para superar esse problema, diversos métodos já foram propostos: o uso de corrente de alta freqüência, medição do gradiente de tensão, modulação em freqüência, resposta em freqüência e razão de impedâncias. Dentre esses, o método da razão de impedâncias tem recebido destaque na literatura, indicando medidas não confiáveis apenas na presença de eletrólitos fortes e em canais com porção apical relativamente larga [11].

O quociente das impedâncias tem um valor definido, o qual é determinado pelas freqüências usadas no processo de medida. Esse quociente está relacionado com a profundidade da lima dentro do canal. Considerando $f_1 > f_2$, a impedância $Z_1 < Z_2$, ou seja, a razão entre as duas, Z_1 / Z_2, é sempre menor que a unidade. Isto ocorre devido à capacitância elétrica do canal do dente. Como a parede do canal tem uma capacitância muito menor, praticamente desprezível, do que a capacitância do forame apical, a razão é aproximadamente igual a um quando a lima se encontra a uma certa distância do forame apical, mas é reduzida consideravelmente quando a lima se aproxima da constrição apical. O conteúdo do canal não afeta a medida do quociente, já que ambas as impedâncias são influenciadas igualmente pela sua condutibilidade [12].

A figura 2 ilustra o diagrama em blocos do LFE digital. O protótipo proposto faz uso do método da razão para a localização apical e medição do comprimento do canal radicular do dente. O protótipo é constituído de um microcontrolador, responsável pela geração, aquisição, processamento de sinais e controle do circuito de interface analógica.

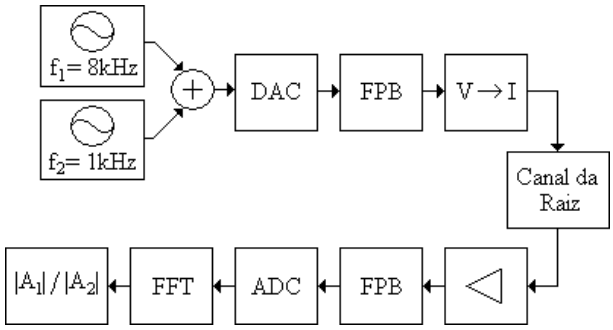


Figura 2: Diagrama em blocos do protótipo de localizador apical eletrônico desenvolvido.

O microcontrolador utilizado foi o MSP430F149 da Texas Instruments, o qual possui: multiplicador por *hardware* e conversor analógico-digital (ADC) interno. Ele gera o somatório de duas senóides f_1 e f_2, com freqüências de 8 kHz e 1 kHz, respectivamente, o qual é convertido por um DAC para sinal analógico. A seguir este sinal passa por um filtro passa-baixas interpolador, para então ser utilizado no controle de uma fonte de corrente constante. Por razões de segurança, a fonte de corrente foi projetada para fornecer uma corrente máxima de 8 μA_{RMS}. Como a amplitude da corrente composta é ajustada em um valor constante, calcula-se a impedância elétrica entre a lima endodôntica e a membrana mucosa para as duas freqüências. Para tanto, a tensão elétrica entre os eletrodos é amplificada, filtrada por um filtro passa-baixas *antialiasing* e aquisitada pelo microcontrolador. Então, calcula-se a transformada rápida de Fourier (FFT) e o quociente entre os módulos das duas amplitudes referentes às duas freqüências f_1 e f_2. Finalmente, o valor do quociente é utilizado para demonstrar de maneira gráfica, em um *display* de cristal líquido (LCD), a posição da lima no interior do canal.

Testes *in vitro* foram realizados para avaliar o desempenho do protótipo. Para isso, comparou-se a medida real do comprimento do canal radicular, obtida pelo método visual, com o valor do CT medido com o protótipo.

Foram selecionados vinte dentes incisivos superiores permanentes de humanos, de tamanho e forma aproximados, com raízes íntegras, retas e ápices totalmente formados. Os dentes foram armazenados em solução de formol a 10% até o momento da sua utilização, quando foram lavados abundantemente em água corrente. Em seguida, procedeu-se a abertura coronária dos espécimes e a determinação do comprimento real do canal radicular pelo método visual. Posteriormente, os dentes foram inclusos em esponja vegetal, umedecida com grande quantidade de solução hipoclorito de sódio a 1% capaz de deixá-la saturada, de maneira que somente a porção radicular permanecesse submersa na esponja. Após, realizou-se a determinação do comprimento de trabalho com o protótipo, figura 3, e os resultados foram avaliados.

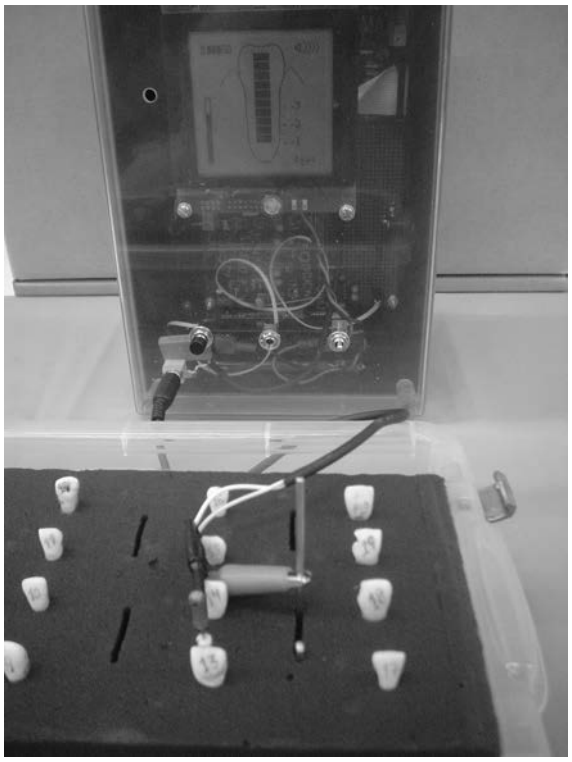


Figura 3: Avaliação *in vitro* da precisão do protótipo desenvolvido.

Resultados

A tabela 1 apresenta os resultados obtidos nos testes realizados *in vitro* para os vinte dentes selecionados.

Tabela 1: Resultados dos testes realizados *in vitro*.

Leitura	Protótipo
-1,5 mm	2
-1,0 mm	12
-0,5 mm	6
0,0 mm	0
+0,5 mm	0

O valor de leitura, na tabela 1, diz respeito à posição da lima no interior do canal. O ponto 0 mm indica que a lima encontra-se na saída maior do forame apical. Valores positivos indicam que ela ultrapassou o forame, e valores negativos indicam que a posição da lima está aquém a sua saída. Assim, o ponto de -1,0 mm refere-se ao limite de instrumentação, indicando o comprimento de trabalho.

A média das leituras do protótipo foi de -0,9 mm. Estas médias possuem valores muito próximos à posição média da constrição apical de 0,89 mm aquém do forame apical [5].

Com relação ao comprimento de trabalho, nenhuma medida apresentou um erro maior que ±0,5 mm, faixa de valores utilizada como meta de instrumentação [4] [6] [8] [14]. Também, observa-se que as medidas realizadas com o LFE não ultrapassaram o forame apical. Isto ressalta a qualidade dos resultados obtidos, uma vez que canais sobreobturados costumam apresentar um índice maior de insucessos do que aqueles em que os limites apicais de instrumentação e obturação estão confinados no interior do canal radicular.

Discussão

Vários autores já realizaram testes *in vitro* e *in vivo* para avaliar a precisão de localizadores foraminais eletrônicos como o Root ZX (J. Morita Co., Tóquio, Japão) e o Justy II (Yoshida Dentcraft, Tóquio, Japão), além de outros disponíveis comercialmente [4] [6] [8] [14]. Investigações com o Root ZX indicam que ele efetua medidas com precisão de ± 0,5 mm de 82% a 96,2% dos casos. Esta discrepância pode não ser apenas um resultado do protocolo experimental adotado, mas também pode ocorrer devido à dificuldade inerente de repetição de medidas de comprimentos das limas a partir de um ponto de referência comum [14].

Quanto à precisão de ±0,5mm, as medidas realizadas com o protótipo desenvolvido apresentaram um sucesso de 100%. No entanto, este sucesso está condicionado à amostra dos dentes utilizada, à precisão do instrumento usado para aferição da lima e às considerações citadas acima. Por isso, novos experimentos terão de ser realizados para confirmar a eficiência do novo protótipo.

Finalmente, os resultados obtidos até o momento demonstram a potencialidade funcional do protótipo como localizador foraminal eletrônico para determinação do comprimento de trabalho. O aparelho avaliado apresentou medidas precisas e confiáveis em comparação aos comprimentos reais dos dentes obtidos pelo método visual.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Sr. Ronaldo Piazzalunga, Diretor da Laktron Indústria Eletrônica Ltda de Londrina-PR, e ao Conselho Nacional de

Desenvolvimento Cientifico e Tecnológico (CNPq) que financiaram o projeto, viabilizando a pesquisa.

Referências

[1] RAMOS, C. A. S.; Bramante, C. M.: "Instrumentação dos canais radiculares", in: *Endodontia*, Londrina: UEL, p. 179, 1997.

[2] KATZ, A.; TAMSE, A.; Kaufman, A. Y.: "Tooth length determination: A review", *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 72: pp. 238-242, 1991.

[3] STEIN, T. J.; CORCORAN, J. F.; ARBOR, A.: "Radiographic working length revisited", *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 74: pp. 796-800, 1992.

[4] ELAYOUTI, A.; WEIGER, R.; LÖST, C.: "The ability of Root ZX apex locator to reduce the frequency of overestimated radiographic working length", *Journal of Endodontics*, 28(2): pp. 116-119, 2002.

[5] DUMMER, P. M. H.; McGINN, J. H.; REES, D. G.: "The position and topography of apical constriction and apical foramen", *International Endodontic Journal*, 17: pp. 192-196, 1984.

[6] WELK, A. R.; BAUMGARTNER, J. C.; MARSHALL, J. G.: "An in vivo comparison of two frequency-based electronic apex locators", *Journal of Endodontics*, 29(8): pp. 497-500, 2003.

[7] OISHI, A.; YOSHIOKA, T.; KOBAYASHI, C.; SUDA, H.: "Electronic detection of root canal constrictions", *Journal of Endodontics*, 28(5): pp. 361-364, 2002.

[8] PRATTEN, D. H.; McDONALD, N. J.: "Comparison of radiographic and electronic working lengths", *Journal of Endodontics*, 22(4): pp. 173-176, 1996.

[9] NAM, K. C.; KIM, S. C.; LEE, S. J.; KIM, Y. J.; KIM, N. G.; KIM, D. W.: "Root canal length measurement in teeth with electrolyte compensation", *Medical & Biological Engineering & Computing*, 40: pp. 200-204, 2002.

[10] SUNADA, I.: "New method for measuring the length of the root canal", *Journal of Dental Research*, 41(2): pp. 375-387, 1962.

[11] KOBAYASHI, C.: "Electronic canal length measurement", *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 79: pp. 226-231, 1995.

[12] KOBAYASHI, C.; SUDA, H.: "New electronic canal measuring device based on the ratio method", *Journal of Endodontics*, 20(3): pp. 111-114, 1994.

[13] MEREDITH, N.; GULABIVALA, K.: "Electrical impedance measurements of root canal length", *Endodontics & Dental Traumatology*, 13: pp. 126-131, 1997.

[14] MEARES, W. A.; STEIMAN, H. R.: "The influence of sodium hypochlorite irrigation on the accuracy of the Root ZX electronic apex locator", *Journal of Endodontics*, 28(8): pp. 595-598, 2002.

REDE NEURAL DE BASE RADIAL APLICADA NA PREDIÇÃO DE SÉRIES TEMPORAIS EPIDEMIOLÓGICAS: USO DA VALIDAÇÃO CRUZADA COM K DOBRAS NA DETERMINAÇÃO DOS PARÂMETROS DA REDE

Robson Mariano[1,2], Flávio Fonseca Nobre[2]
[1]Instituto de Ciências Exatas – Departamento de Matemática (DEMAT),
Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro (UFRRJ),
[2]Programa de Engenharia Biomédica (PEB), COPPE,
Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ),
Caixa Postal 68510 – Rio de Janeiro – RJ – CEP 21945-970
mariano@peb.ufrj.br, flavio@peb.ufrj.br

Abstract: This paper presents a radial basis function neural network (RBF) approach for the modeling and forecasting of public health surveillance data. It extends the k-fold cross validation procedure for training neural networks with independent observations to handle time-series data. A demonstration involving weekly case occurrence of hepatitis A and hepatitis B in the United States is used to highlight the methodology. The results indicate that the procedure provides an effective trade-off between solution quality and computational efficiency.

Keywords: Neural RBF network, epidemiological time series forecast , autocorrelation function.

Introdução

A vigilância em saúde pública tem se tornado nas últimas décadas um instrumento valioso para os gestores do sistema de saúde. Essa vigilância compreende as atividades de acompanhamento contínuo e análise regular do comportamento de eventos específicos adversos à saúde. No entanto, para que os sistemas de vigilância cumpram seu papel, faz-se necessário a elaboração de metodologias que se ajustem aos dados coletados, permitindo inferências futuras e interpretações das flutuações nos níveis de variáveis de saúde.

A aplicação de metodologias de análise de séries temporais, incorporando a correlação existente entre as observações, possibilita o desenvolvimento de modelos de predição e monitoramento mais adequados [1]. Os métodos de *Box & Jenkins* foram aplicados com sucesso em muitas séries temporais de grande interesse prático, visto que ele permite levar em conta alguns tipos de não-estacionariedade que podem estar presentes nas séries estudadas [2].

Apesar da metodologia de *Box & Jenkins* ser bastante aplicada em vigilância epidemiológica, esta possui limitações como a necessidade de um número mínimo de 60 observações para a elaboração de um modelo confiável [3].

Nos últimos anos, considerável atenção tem sido dedicada a métodos alternativos para o estudo de séries temporais com padrões não-lineares, destacando-se a utilização de redes neurais artificiais. As redes neurais do tipo *Radial Basis Function* (RBF) vêm sendo aplicadas com sucesso na predição de diferentes séries temporais, tais como: índices cromatográficos de retenção de gás [4], índices de luminosidade solar [5] e índices do mercado de ações [6].

Neste trabalho apresentamos um estudo comparativo entre o método de validação cruzada com k dobras para estimativa dos parâmetros, usando um conjunto seqüencial de dados de entrada e o método básico de treinamento com dados de entrada definidos a partir da função de autocorrelação (ACF). Na determinação dos parâmetros das redes RBF para predição, utilizamos a ocorrência de casos semanais de hepatite A e hepatite B nos Estados Unidos da América (EUA).

Redes Neurais de Função de Base Radial – (RBF)

As funções de base radial (RBFs) são geralmente funções não-lineares cujo valor cresce ou decresce monotonicamente à medida que a distância do centro da função de base radial aumenta. Sua técnica consiste na escolha de uma função de aproximação F definida por:

$$F(x) = \sum_{i=1}^{N} w_i \varphi(\| \underline{x} - \underline{x}_i \|) \qquad (1)$$

onde $\{ \varphi(\| \underline{x} - \underline{x}_i \|);\ i=1,2,...,N\}$ é um conjunto de N funções arbitrárias, geralmente não-lineares, conhecidas como funções de base radial e ||.|| representa uma norma euclidiana. A função de base radial do tipo Gaussiana é mais utilizada em aplicações de redes neurais RBF.

As redes neurais RBF são redes de aprendizado local e apresentam capacidade de aproximação universal [7]. Originalmente utilizavam tantas funções de base radial quantos fossem os padrões do conjunto de dados, obtendo assim uma exatidão da aproximação. Entretanto, esta abordagem, além de requerer um esforço computacional elevado, gerava também uma super especialização da rede [8]. Atualmente nem todos os vetores de entrada possuem uma função de base radial associada.

A rede neural RBF é constituída de uma camada de entrada que representa o vetor de entrada $\underline{x}(n) \in \Re^{m0}$; uma camada intermediária de neurônios não-lineares onde cada neurônio calcula a distância entre o vetor de entrada e o centro da função de base radial e a camada de saída constituída por um único neurônio linear, que é a soma das saídas de cada função de base radial, ponderadas pelos respectivos pesos sinápticos w_k, de modo que a combinação linear é expressa por:

$$y = \sum_{k=0}^{k-1} w_k \varphi_k \left(\underline{x}, t_k, \sigma_k^2\right) + b_0 \qquad (2)$$

onde o termo $\varphi_k \left(\underline{x}, t_k, \sigma_k^2\right)$ é a k-ésima função de base radial; $\underline{x}(n) \in \Re^{m0}$ representa o vetor de entrada $\underline{x}$ no instante n; $t_k(n) \in \Re^{m0}$ é o vetor centro da *k*-ésima função de base radial; k é o número de funções de base radial, $\sigma_k^2(n) \in \Re$ é a variância associada a cada uma das funções no instante *n*; w_k são os pesos sinápticos e b_0 é o termo constante de polarização ou bias.

O procedimento para a implementação de uma rede neural RBF consiste na determinação, através de um processo de aprendizagem, dos valores adequados para os parâmetros livres da RBF, que são variância, os centros e os pesos sinápticos. [7]. Este processo é constituído de dois estágios. O primeiro utiliza técnicas não-supervisionadas para determinação das funções de base radial e o segundo utiliza técnicas de aprendizado supervisionado para determinar os pesos na camada de saída

A figura 1 representa a arquitetura da rede neural RBF.

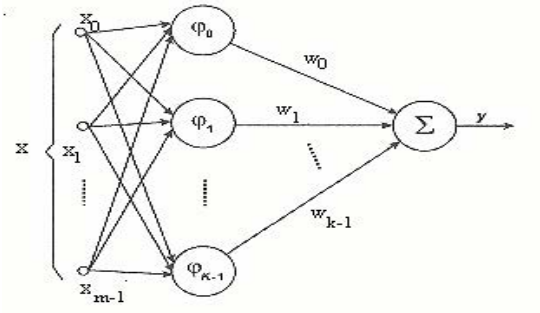


Figura 1 – Arquitetura da rede RBF.

Validação cruzada com k-dobras

A metodologia da validação cruzada com k dobras é uma variante do método da validação cruzada, que fornece um princípio orientador atraente quando desejamos projetar uma rede neural que apresente uma boa capacidade de generalização [7,9]. Esta metodologia consiste na divisão aleatória do conjunto disponível em k subamostras S_j (j=1,...,k) disjuntas e de igual tamanho, onde o treinamento é realizado com todas as subamostras, exceto uma . O desempenho do modelo é avaliado pela média do erro quadrático obtido na validação sobre todas as tentativas do experimento.

Materiais e Métodos

As séries temporais epidemiológicas de hepatite A (figura 2) e de hepatite B (figura 3) utilizadas foram cedidas pelo *Centers for Disease Control and Prevention* (CDC) e correspondem ao número de ocorrência semanais de casos de hepatite no período de 1980 a 1989, verificado no território dos Estados Unidos da América.

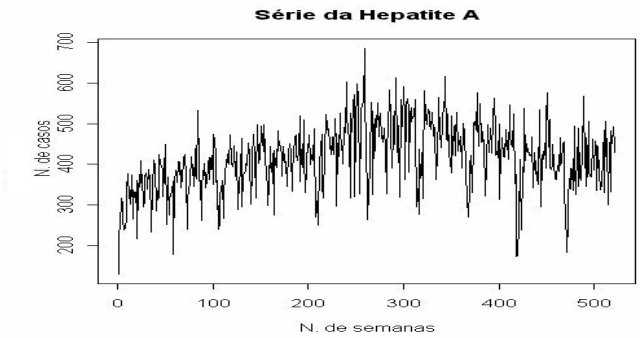


Figura 2– Representação gráfica da série temporal da hepatite A .

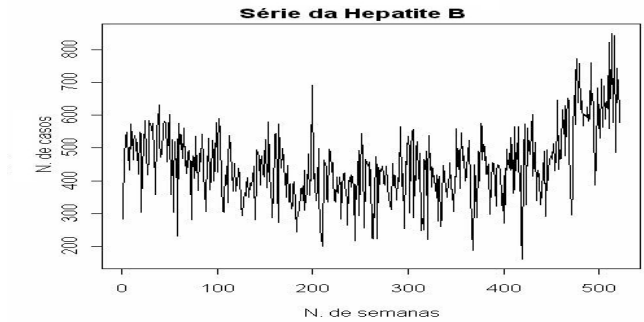


Figura 3– Representação gráfica da série temporal da hepatite B .

Na predição de séries temporais com a aplicação de redes neurais, utilizamos como conjunto de entrada um grupo de observações passadas. No método básico de treinamento, obtivemos a partir da ACF como variáveis de entrada as observações com correlação significativa.

Na metodologia da validação cruzada com k dobras, foi utilizado a função de autocorrelação de modo a determinar o tamanho das dobras (k) e

utilizamos um conjunto seqüencial de observações de tamanho igual a 11. As figuras 4 e 5 mostram os gráficos obtidos da ACF e os limites de confiança de *Barttlet* para as séries em estudo.

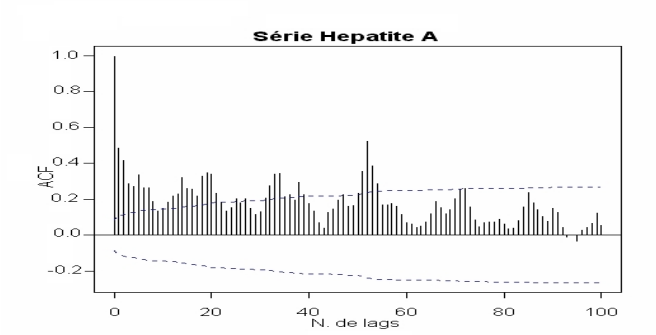


Figura 4 – Gráfico da ACF para a hepatite A .

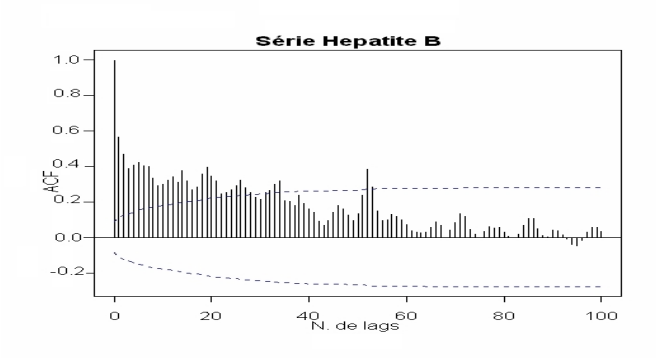


Figura 5 – Gráfico da ACF para a hepatite B.

Os limites de confiança, tanto para a série da hepatite A quanto para a série da hepatite B (figuras 4 e 5), mostram a presença de correlação até o atraso 52, indicando a independência entre amostras separadas por 52 semanas. Os dados das séries foram divididos utilizando os nove primeiros anos (468 amostras) para treinamento e o décimo ano (54 amostras) foi reservado para avaliação da predição. De modo a evitar a saturação dos neurônios da rede neural, os dados foram normalizados no intervalo de [0,1;0,9].

Para o procedimento de k dobras temos 9 conjuntos de 52 semanas para permutação e construção de séries para treinamento com a mesma estrutura de correlação. Neste trabalho construímos 400 séries e a rede foi treinada para cada uma dessas séries. Os parâmetros utilizados para a predição foram os da rede que apresentou erro mais próximo da média dos erros obtidos.

Para avaliar a qualidade da predição realizada pela rede neural RBF, foi utilizado a raiz do erro médio quadrático normalizado (NRMSE), definido por

$$NRMSE = \sqrt{\frac{\Sigma[x(t) - \hat{x}(t)]^2}{\Sigma x^2(t)}} \qquad (3)$$

onde $\hat{x}(t)$ é o valor predito pela rede neural, $x(t)$ é o valor original na série temporal.

As redes neurais RBF foram implementadas utilizando a função *Newrb* existente no Neural Network Toolbox. do MATLAB® (*The MathWorks Inc.)* versão 6.0. Para a função de base radial foi utilizada a função gaussiana.

Resultados

As figuras 6 e 7 mostram os resultados obtidos na predição do conjunto de validação para as séries da hepatite A e B, com a aplicação da ACF na determinação dos elementos do conjunto de entrada.

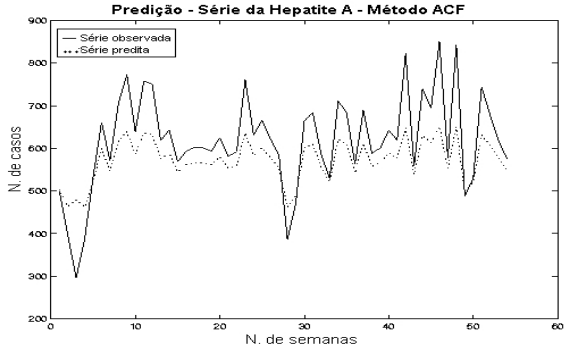


Figura 6 – Predição obtida pela ACF para a hepatite A , NRMSE = 0,1126 (elementos de entrada definidos pelo limite de confiança de *Barttlet*)

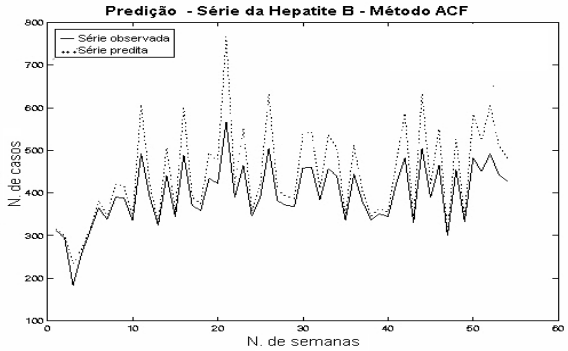


Figura 7 – Predição obtida pela ACF para a hepatite B , NRMSE = 0,1324 (elementos de entrada definidos pelo limite de confiança de *Barttlet*)

As figuras 8 e 9 mostram os resultados obtidos na predição do conjunto de validação para as séries da hepatite A e B, com a aplicação da metodologia da validação cruzada com k-dobras.

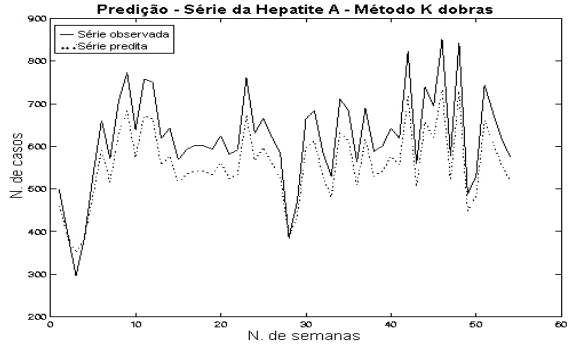


Figura 8 – Predição obtida pela validação cruzada com k dobras para a de hepatite A, NRMSE = 0,1060.

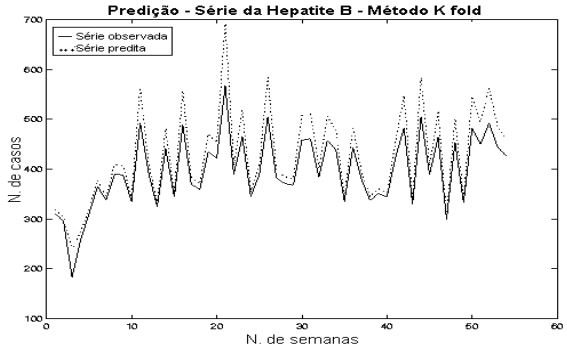


Figura 9 – Predição obtida pela validação cruzada com k dobras para a de hepatite B, NRMSE = 0,1004.

Discussão

A principal dificuldade em se trabalhar com a arquitetura de rede neural RBF na predição é a determinação do número de elementos do conjunto de entrada. Quando a predição envolve observações independentes, não há restrições sobre quais devam integrar o conjunto de treinamento para representar o espaço de entrada da melhor maneira possível. No entanto, para séries temporais, faz-se necessário que o conjunto seja formado por observações contíguas.

Os recursos computacionais utilizados na execução das redes neurais RBF são relativamente pequenos quando comparados com as redes de Perceptron de Múltiplas Camadas (MLP), treinadas com o algoritmo de retropropagação.

Observa-se que apesar das séries da hepatite A e B apresentarem o mesmo comportamento inicial (figuras 6 e 7) a metodologia da ACF não consegue acompanhar o comportamento inicial para a série da hepatite A na primeira semana, após este período a rede RBF consegue se ajustar a série.

Conclusões

Os resultados obtidos com a utilização da validação cruzada com k dobras, mostram que esta metodologia possui um potencial na estimativa dos parâmetros de entrada utilizados para a predição com redes neurais RBF, resultando em modelos mais generalizados.

Apesar da metodologia da ACF necessitar de conhecimentos adicionais em estatística na determinação dos elementos dos conjunto de entrada, sua definição é mais simples que na validação cruzada com k dobras, pois o número excessivo de combinações possíveis demanda um tempo computacional elevado.

Embora as redes neurais RBF implementadas com a validação cruzada com k dobras tenham conseguido realizar predições, com erro NRMSE na ordem de 10%, se faz necessário testar outras metodologias no que tange a seleção do conjunto de treinamento e ajuste do termo de polarização.

Agradecimentos

Ao CNPq/MCT pelo apoio financeiro e ao CDC por ter cedido as séries epidemiológicas.

Referências

[1] STROUP, D. F., THACKER, S. B., HERNDON, J. L. “Application of Multiple Time Series Analysis to the Estimation of Pneumonia and Influenza Mortality by age 1962-1983”, *Statistics in Medicine*. V. 7, pp. 1045-1059,1988.

[2] ZHANG, G.B., PATUWO, E.. MICHAEL, Y. H. “Forecasting with Networks: The State of the Art”, *International Journal of Forecasting* . v. 14, pp. 35-62, 1998.

[3] MONTEGOMERY, D.C., JOHNSON, L. A., GARDINER, J. S. *Forecasting and Time Series Analysis*. McGraw-Hill *Inc*, 1990.

[4] XIAOJUN, Y., XIAOYUN, Z., RUISHENG, Z., MANCANG, L., ZHIDE, H., Prediction of gas chromatographic retention indices by the use of radial basis function neural networks, *Talanta*, v.57, pp.297-306, 2002.

[5] DORVLO, A.S.S., JERVASE, A.J., AL-LAWATI, A. Solar radiation estimation using artificial neural networks, *Applied Energy*, v.71, pp.307-319, 2002.

[6] CASTRO, M.C.F. *Predição Não-Linear de séries temporais usando RBF por decomposição em componentes principais*. Tese de D.Sc., FEEC, UNICAMP, São Paulo, SP, Brasil, 2001.

[7] HAYKIN, S. *Redes Neurais: Princípios e Prática*, 2 nd ed. Bookman, Av. Jerônimo de Ornellas, 670 – Porto Alegre, RS, Brasil, 2001. Tradução: Paulo Martins Engel.

[8] BISHOP, C. M. *Neural Networks for Pattern Recognition*. Oxford University Press, 1997.

[9] STONE, M., Cross-validation: A Review, *Mathematische Operationsforschung Statistischen*. Série Statistics, v.9, pp.127-139, 1979.

MODELAGEM DE UM SIMULADOR DE SINAL MIOELÉTRICO DE SUPERFÍCIE

I. G. Rosa*, M. A. C. Garcia**, M. N. Souza*

*Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
**Laboratório de Biomecânica da EEFD/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: igor@peb.ufrj.br

Abstract: Some methods have been described for helping to detect different levels of muscle contraction. A common step in these studies is the objective assessment using simulated signals, which are often based in a direct energy modulation of a Gaussian noise. This work proposes a novel simulator in which the parameters exhibit a better relation with the physiological strategy of muscular contraction. Resulting signals show that is possible to simulate real myoeletric signal behavior, through the firing rate and recruitment analog parameters. Spectral comparison between real and simulated signals is also presented. In conclusion, the proposed model seems to be more appropriated than some previous ones used to the same purpose.
***Palavras Chaves*: Simulador, EMGS.**

Introdução

A identificação de períodos de atividade muscular tem se mostrado importante em diversas aplicações clínicas [1,2]. Como conseqüência, há um esforço no sentido de se desenvolver técnicas eficazes na detecção de contração muscular, fornecendo uma informação binária ativado-desativado do estado da atividade muscular [1-8].

Como parte da estratégia de avaliação do desempenho das técnicas de detecção de contração muscular, simuladores de eletromiografia de superfície (EMGS) são utilizados para que se tenha pleno controle dos períodos de relaxamento e contração, permitindo uma análise objetiva das técnicas.

A maior parte destes simuladores obtém o sinal de EMG simulado por meio da modulação da energia de um ruído branco gaussiano, atribuindo o padrão de atividade muscular por meio do incremento da variância do ruído nos intervalos de contração muscular [1,6-8]. Neste tipo de modelagem do sinal, a variabilidade do sinal de EMGS, que está associada à contração muscular, é alterada diretamente pela modulação, sem que haja relação com as estratégias de controle [1].

Este trabalho apresenta a síntese de um simulador de EMGS, cujos parâmetros de configuração estão associados à estratégia de contração. A estratégia de recrutamento de unidades motoras (UM) e a de aumento da taxa de disparos são determinadas pela configuração destes parâmetros como função do tempo, de modo que há uma relação entre a modelagem e a fisiologia envolvida.

Materiais e Métodos

O simulador proposto baseia-se num processo aleatório, o qual determina um perfil de ativação dos potenciais de açao de unidade motora (PAUMs) [9], representado por *p(t)*. Considerando *h(t)* a resposta impulsiva de uma unidade motora, o sinal de EMG sem ruído $y_1(t)$ seria obtido segundo a equação:

$$y_1(t) = p(t) * h(t) \tag{1}$$

O perfil de ativação é determinado por dois parâmetros μ e γ, que representam, respectivamente, a freqüência de disparo de uma unidade motora e o número de unidades motoras recrutadas. A correspondência destes parâmetros com a fisiologia faz com que o simulador seja diferenciado com relação aos descritos na literatura. Para a constituição deste perfil obtém-se inicialmente um número aleatório $0 \leq \alpha \leq 1$, proveniente de uma distribuição uniforme.

O perfil de ativação é dado por:

$$p(t) = \sum_{i=1}^{\gamma} r(t) \tag{2}$$

onde *r(t)* é dado por:

$$r(t) = \begin{cases} 0, & \alpha \geq \mu \\ N(0,1), & \alpha < \mu \end{cases} \tag{3}$$

e *N(0,1)* representa uma distribuição normal com média zero e variância unitária.

Ao sinal de EMG obtido, adiciona-se um ruído branco *n(t)*, representando o ruído associado ao processo de medição (instrumentação), mantendo-se uma relação sinal ruído (SNR) definida pelo usuário. Logo o sinal de EMG final, obtido com o simulador proposto, é dado por:

$$y(t) = y_1(t) + n(t) \tag{4}$$

Onde *n(t)* é dado por:

$$n(t) = N\left(0, \frac{\sigma_s^2}{10^{\frac{SNR}{10}}}\right) \quad (5)$$

e σ_s^2 é a variância do sinal de EMG sem ruído *n(t)*.

O diagrama de blocos apresentado na Figura 1 mostra de forma descritiva o simulador proposto.

O modelo do PAUM, assumido como resposta impulsiva *h(t)* da UM utilizado neste simulador é obtido por meio uma função de Hermite-Rodriguez $w_{\lambda,n}(t)$ [10,11], dada pela equação:

$$w_{\lambda,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^n n!}} H_n\left(\frac{t}{n}\right) \frac{1}{\sqrt{\pi}\lambda} e^{-t^2/\lambda} \quad (6)$$

Onde, *Hn* é uma função de Hermite [10], t é o tempo e λ é um fator de escalamento. Foi utilizada a função de Hermite de ordem 1 [11], dada pela equação:

$$H_n(t) = 2t \quad (7)$$

O presente simulador ainda permite a configuração do perfil dos parâmetros μ e γ, separadamente, como uma função do tempo de acordo com a equação (8).

$$f(t) = \begin{cases} R \quad , 0 \le t < t_r \\ C + (R-C)e^{-\frac{6(t-t_r)}{t_s}} \quad , \\ t_r \le t < t_r + t_s \\ \\ C \quad , \\ t_r + t_s \le t < t_r + t_s + t_c \\ \\ R + (C-R)e^{-\frac{6(t-t_r+t_s+t_c)}{t_r}} \quad , \\ t_r + t_s + t_c \le t < t_r + t_s + t_c + t_d \\ \\ R \quad , \\ t_r + t_s + t_c + t_d \le t \le T \end{cases} \quad (8)$$

Onde *R* é o nível do relaxamento e C é o nível da contração.

O simulador foi implementado com o auxílio do software Labview 6.0 (*National Instruments*, EUA), enquanto as outras manipulações matemáticas foram realizadas com o software Matlab 5.3 (*MathWorks*, EUA).

O espectro de freqüência dos sinais foi obtido de um trecho de 5 segundos do sinal, utilizando a transformada rápida de Fourier com janelamento Hanning.

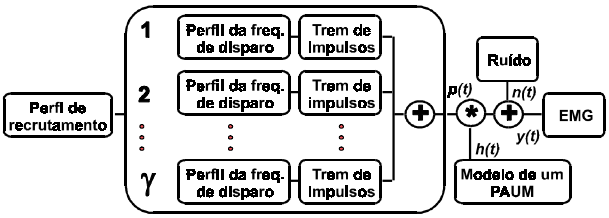


Figura 1: Diagrama de blocos do simulador proposto.

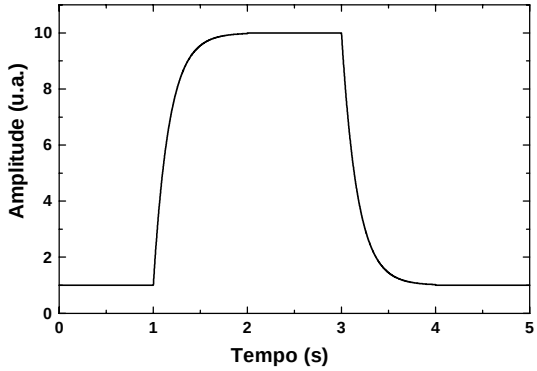


Figura 2: Função de variação dos perfis de μ e γ.

Quanto ao conteúdo espectral do sinal realizou-se uma comparação entre um sinal real e um simulado. O sinal real foi coletado com eletrodos de superfície no músculo bíceps braquial em contração isométrica, com a articulação fixada em um ângulo de 90°, submetido a uma carga de 5 kg.

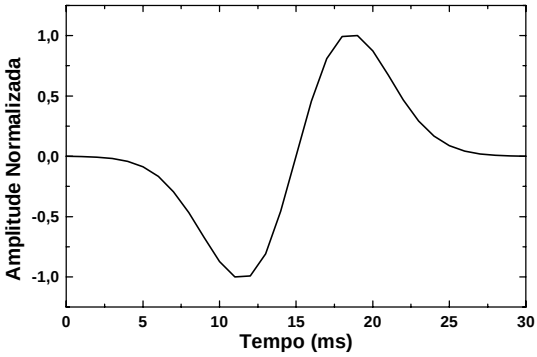


Figura 3: PAUM simulado com λ = 0,005.

Para uma melhor visualização e comparação dos espectros foi obtida a curva de melhor ajuste dos dados segundo uma função densidade de probabilidade (pdf) Weibull, dada pela equação (9). O método de otimização utilizado foi o Nelder-Mead simplex.

$$f(\omega) = \frac{\lambda}{\phi}\left(\frac{\omega/a}{\phi}\right)^{(\lambda-1)} e^{-\left(\frac{\omega/a}{\phi}\right)^{\lambda}}, \quad a, \phi, \lambda > 0 \quad (9)$$

Onde, ϕ e λ são os parâmetros da pdf Weibull, ω é a freqüência e a é um fator de escalamento do eixo das freqüências (ω).

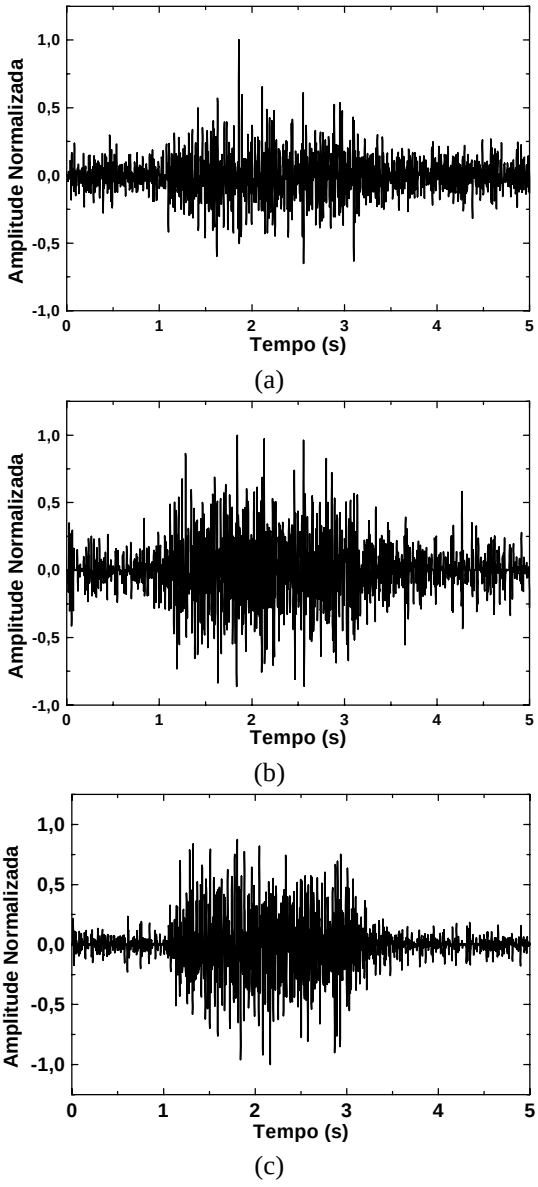


Figura 4: Sinais simulados de acordo com as configurações da Tabela 1.

Resultados

A Figura 2 apresenta o perfil de configuração dos parâmetros associados ao recrutamento e frequência de disparo para $t_r = t_s = t_c = t_d = 1$, $T = 5$, $R = 1$ e $C = 10$.

Para um PAUM com duração aproximada entre 20 e 30 ms foi utilizado um $\lambda = 0{,}005$. A Figura 3 apresenta o PAUM simulado para esta configuração.

Os sinais de EMGS apresentados nas Figuras 4 foram simulados mantendo-se $t_r = t_s = t_c = t_d = 1$, $T = 5$ com R, C e SNR configurados conforme apresentado na Tabela 1. A contração muscular nestes sinais ocorre do 1º ao 4º segundo.

Tabela 1: Valores de configuração dos parâmetros R, C e SNR dos sinais apresentados nas Figuras 4(a), 4(b), e 4(c).

Figura	R_μ	C_μ	R_γ	C_γ	SNR (dB)
4(a)	15	70	40	40	40
4(b)	15	15	10	70	40
4(c)	15	70	10	70	40

O espectro de freqüência do sinal e a curva de melhor ajuste da função Weibull são apresentados na Figura 5(a) e 5(b), respectivemente, para os sinais real e simulado.

Na Figura 5(c) são observadas apenas as curvas ajustadas real e simuladas, sem os pontos do espectro. Os valores dos coeficientes das funções Weibull ajustasdas, para os dois casos, estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2: Valores dos coeficientes das pdf Weibull de melhor ajuste.

Sinal	**λ**	**ϕ**	***a***
real	0,91	2,25	44,91
simulado	0,91	2,43	38,99

Discussão

O aumento da variabilidade do sinal mioelétrico característico dos períodos de contração muscular foram obtidos por diferentes estratégias de contração. Na Figura 4(a), observa-se o aumento da variabilidade de forma indireta, ocasionada pelo aumento da densidade de disparos no intervalo de contração. Na Figura 4(b), o intervalo de contração é resultado do aumento do número de unidades motoras recrutadas, de modo que há uma maior contribuição para o sinal. Na Figura 4(c), observa-se o aumento mais expressivo na variabilidade devido à composição das duas estratégias de forma concorrente.

Pela comparação dos espectros da Figura 5, o conteúdo de freqüências do sinal simulado se apresenta adequado, de modo que há um comportamento semelhante entre os espectros de ambos os sinais em função da freqüência.

Conclusão

O simulador proposto, com base na sua síntese, se apresenta como uma alternativa àqueles baseados na modulação de energia de um processo caracterizado como um ruído branco.

Os diferentes sinais proporcionam graus de dificuldade distintos para os algoritmos de detecção de contração muscular, resultado da variação de parâmetros associados à fisiologia, representativos das estratégias de contração, sem a alteração direta do módulo da variância do sinal.

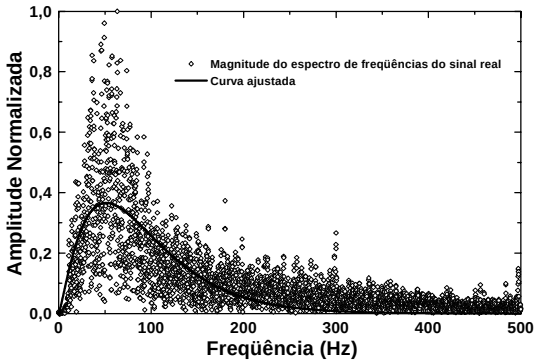


Figura 5 (a): Espectro do sinal de EMGS real e a curva de melhor ajuste segundo uma pdf Weibull (ϕ = 2,25; λ = 0,91 e a = 44,91).

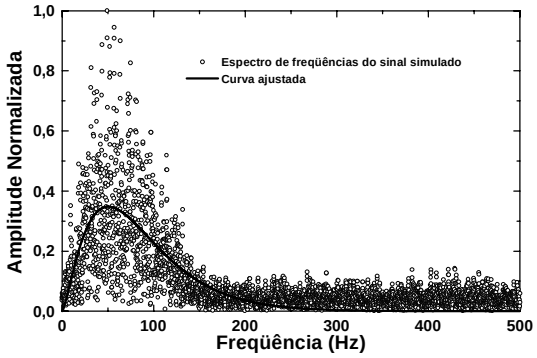


Figura 5 (b): Espectro do sinal de EMGS simulado e a curva de melhor ajuste segundo uma pdf Weibull (ϕ = 2,43; λ = 0,91 e a = 38,99).

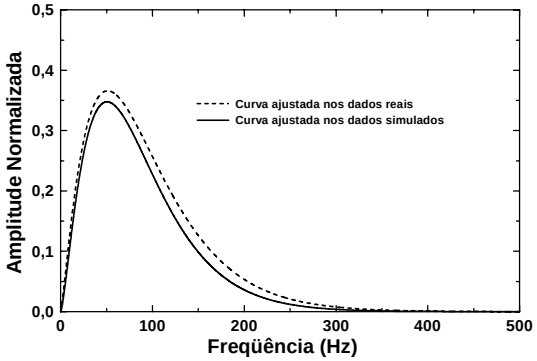


Figura 5 (c): Curvas ajustadas dos sinais eletromiográficos real e simulado.

Os perfis de contração, como uma função do tempo, também adicionam a este simulador uma singularidade, que é a possibilidade da composição as estratégias de contração de forma independente em função do tempo.

Agradecimento

Ao CNPq, FAPERJ, CAPES e PRONEX pelo suporte financeiro.

Referências

[1] MICERA, S.; VANNOZZI, G.; SABATINI, A. M.; DARIO, P. (2001), "Improving detection of muscle activation intervals", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, Nov-Dec, vol. 20, n. 6, pp. 38-46.

[2] LEADER III, J. K.; BOSTON, J. R.; MOORE, C. A. (1998), "A data dependent computer algorithm for the detection of muscle activity onset and offset from EMG recordings", *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, v. 109, pp. 119-123.

[3] BONATO, P.; D'ALESSIO, T.; KNAFLITZ, M. (1998), "A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v.45, n. 3, pp. 287-99.

[4] MARPLE-HORVAT, D. E.; GILBEY, S. L. (1992), "A method for automatic identification of periods of muscular activity from EMG recordings", *Journal of neuroscience Methods*, v. 42, pp. 163-167.

[5] ABBINK, J. H.; VAN DER BILT, A.; VAN DER GLAS, H. W. (1998), "Detection of onset and termination of muscle activity in surface Electromyograms", *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 25, pp. 365-369.

[6] MICERA, S.; SABATINI, A. M.; DARIO, P. (1998), "An algorithm for detecting the onset of muscle contraction by EMG signal processing", Medical *Engineering & Biology*, v. 20, pp. 211-215.

[7] STAUDE, G. H.; WOLF W. (1999), "Objective motor response onset detection in surface myoelectric signals", *Medical Engineering & Physics*, v. 21, pp. 449-467.

[8] STAUDE, G. H. (2001), "Precise onset detection of human motor responses using a whitening filter and the log-likelihood-ratio test", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 48, n. 11, pp. 1292-1305.

[9] DE LUCA, C. J.(1979), "Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 26, n. 6, pp. 313-325.

[10] LO CONTE L. R.; MERLETTI R.; SANDRI G. V. (1994), "Hermite expansions of compact support waveforms: applications to myoelectric signals", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 41(12), pp. 1147-1159.

[11] MERLO, A.; FARINA, D.; MERLETTI, R. (2003), "A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v.50, n. 3, pp. 316-323.

COMPARAÇÃO DE TÉCNICAS DE DETECÇÃO DE ATIVIDADE MUSCULAR ATRÁVES DA ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

I. G. Rosa*, M. A. C. Garcia**, M. N. Souza*, ***

* Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
** Laboratorio de Biomecanica da EEFD/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
*** Departamento de Eletrônica e de Computação E.E./UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: igor@peb.ufrj.br

Abstract: The detection of muscular activity by surface electromyographic (SEMG) signals has been used in different clinical applications and continues to present a research challenge, especially in weak muscular contraction condition with low signal-to-noise ratio. This work shows a comparison among three single-threshold methods and a double-threshold (DT) method for automatic muscle activity detection using a simulated SEMG signals. Latency and a contraction index were used to compare the results. Despite of some authors have reported good results with the DT method, in our results it was not observed. Analyzing the SEMG used in the tests it is hypothesized that the DT method just presents good results when the signals are normally distributed.
***Palavras Chaves*: detecção, contração, EMGS.**

Introdução

Nas últimas décadas tem havido um aumento no uso de procedimentos eletrodiagnósticos para a avaliação de pacientes. Isso se deve, em parte, ao desenvolvimento e melhora contínuos na instrumentação eletrônica, que tem tornado possível testar o estado funcional de músculos, nervos e sua interação com o sistema nervoso central [1]. Diante de tais procedimentos, a avaliação clínica e a conduta terapêutica têm sido melhor estabelecidas.

Dentre os procedimentos eletrodiagnósticos existentes, a eletromiografia (EMG) tem sido uma das técnicas mais utilizadas e discutidas na literatura. A EMG, do ponto de vista metodológico, pode utilizar eletrodos internos (ou invasivos, podendo ser de agulha ou arame) ou superficiais. Nos exames realizados com eletrodos do tipo agulha é possível identificar a atividade de pequenos grupos de células musculares durante contrações de baixa e alta magnitude, o que permite melhor reconhecer o padrão de recrutamento e variação em freqüência dos potenciais de ação das unidades motoras (PAUMs). Por outro lado, o desconforto causado ao paciente e a complexidade na colocação dos eletrodos tornam o método pouco atraente e, conseqüente, pouco adotado. Neste sentido, o uso de eletrodos de superfície na investigação da atividade mioelétrica, que causam menor desconforto ao paciente, acabaram se popularizando.

A eletromiografia de superfície (EMGS), assim denominada, permitiu que a técnica fosse amplamente difundida. No entanto, a detecção da atividade mioelétrica a partir de um sinal colhido na superfície de um músculo não permite detectar a atividade de UMs isoladas. Logo, detectar pequenas variações na atividade de um músculo passa a ser uma tarefa complexa a ser realizada, mesmo visualmente, por um observador treinado [2],[7].

Diferentes técnicas têm sido apresentadas com o objetivo de realizar a detecção dos intervalos de contração muscular de forma mais precisa e objetiva [2-11].

Este trabalho apresenta a comparação entre a técnica de limiar simples [3-6] e duplo [7] utilizando um banco de sinais simulados, analisando o desempenho de cada técnica por meio de duas figuras de mérito objetivas: uma já estabelecida na literatura, ou seja, a latência [2,8-10] e outra definida no presente trabalho, ou seja, o índice de contração. Além dos resultados da comparação, é discutida a discrepância encontrada quando do uso do método de limiar-duplo, teoricamente mais elaborado e que tem sido relatado de desempenho superior aos de limiar simples, sugerindo-se explicações para o observado e em que situações ele realmente seria melhor.

Materiais e Métodos

I) Considerações sobre as técnicas analisadas

Foi realizada a avaliação de 3 técnicas utilizadas na detecção de intervalos de contração muscular: a de comparação com limiar simples e a técnica de limiar duplo. Estas técnicas foram implementadas como descrito a seguir.

a) Técnica de comparação com limiar simples (LS)

A técnica de comparação com o LS consiste na comparação de um parâmetro relacionado com a energia do sinal com um limiar fixo predefinido. Quando o parâmetro excede o limiar detecta-se a contração muscular. Para a extração do parâmetro relacionado com a energia do sinal de EMGS, 3 diferentes modos foram abordados:

1) Variância de trechos do sinal

O sinal original foi subdividido em trechos, sem superposição, de 20 amostras e em seguida calculou-se a variância σ_t^2 de cada trecho, que foi comparada com o limiar.

2) Valor RMS (*root mean square*) de trechos do sinal

O sinal foi subdividido em trechos de 20 amostras, sem superposição, e em seguida calculado o valor RMS para cada trecho, de acordo com a equação (1), sendo tal valor comparado com o limiar.

$$v_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i^2} \qquad (1)$$

onde, x_i é a iésima amostra de um trecho do sinal e N é o número de amostras de cada trecho, neste caso N=20.

3) Envoltória do sinal alisado

Inicialmente, o sinal original é retificado, e em seguida, alisado por meio de uma filtragem Butterworth passa-baixas de 2ª ordem, com freqüência de corte de 10 Hz. Este sinal alisado foi comparado ao limiar.

O limiar foi fixado, em todos os caso, como sendo o triplo do desvio-padrão estimado do ruído, admitindo-se que este ruído possui uma distribuição Gaussiana. A estimativa da variância do ruído foi feita em trechos do sinal onde não havia contração muscular, utilizando 300 amostras para este cálculo.

b) Técnica do limiar duplo

A técnica do limiar duplo, apresentada, originalmente por Bonato et al. [7], estabelece que a detecção de contração muscular ocorre quando em uma janela de observação de *m* amostras de um sinal auxiliar, obtido a partir do original, pelo menos r_o amostras, excedem o limiar ξ, para uma probabilidade de falso-alarme (P_{fa}) desejada. O sinal auxiliar, anteriormente mencionado, refere-se a uma decimação da média do quadrado do sinal original.

Inicialmente, determinou-se que a probabilidade de falso-alarme desejada seria de 5%, ou seja, P_{fa}=0,05. Para uma resolução temporal de 10 ms, determinou-se m=5, como sugerido em [7], e fez-se r_o=1, e ainda r_o=2.

O resultado fornecido pelas técnicas de identificação de contração muscular consiste numa saída binária indicando os intervalos de contração, que ainda é submetida à ação de um pós-processador que visa eliminar transições errôneas não representativas de atividade muscular capaz de produzir torque [7]. Transições com duração inferior a 30 ms foram eliminadas.

II) Parâmetros de comparação dos resultados

A comparação entre as técnicas foi feita utilizando-se a latência e o índice de contração, como figuras de mérito objetivas.

a) Latência

Com relação aos sinais de EMG, define-se latência como o módulo da diferença entre o tempo real do início da atividade muscular e o tempo de início detectado por uma dada técnica. Esta figura de mérito pode ser usada, pois o início do intervalo da contração é conhecido, uma vez que foram utilizados nos teste de comparação sinais simulados, e que a latência é um parâmetro de configuração do simulador.

A latência fornece uma informação da acurácia da técnica com relação à identificação do tempo de início da contração muscular.

b) Índice de Contração (Ic)

O índice de contração é definido pela equação (2), e fornece uma informação quanto a correta identificação da largura do intervalo de contração, ou seja, se o intervalo de contração identificado pela técnica, corresponde ao intervalo configurado no simulador.

$$Ic = \frac{T_{CCI} - T_{CEI}}{T_C} \qquad (2)$$

onde, T_{CCI} é o somatório dos tempos de duração de contração muscular corretamente identificado pela técnica, T_{CEI} é o somatório dos tempos de contração erroneamente identificado pela técnica e T_C é o tempo de duração da contração configurada no simulador.

Considerando a saída binária resultante da ação do pós-processador apresentada na Figura 1, o valor T_{CCI} equivale à duração total de todas as regiões hachuradas horizontais, T_{CEI} equivale à duração total de todas as regiões hachuradas verticais e T_C equivale à duração da região tracejada, que representa o intervalo de contração muscular configurado no simulador.

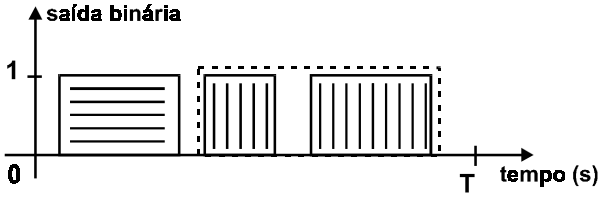


Figura 1: Exemplo da saída binária do pós-processador: linha cheia – saída binária resultante do pós-processamento; linha tracejada – delimitação da região de contração configurada no simulador.

O banco de dados utilizado neste trabalho foi constituído de 80 sinais de EMGS simulados, variando-se o nível, a tática e a dinâmica da contração muscular,

assim como a relação sinal-ruído, de modo a proporcionar diferentes graus de dificuldade às técnicas de detecção. Todos os sinais foram simulados com duração de 5 segundos, com a configuração da dinâmica estabelecendo intervalo de contração entre o 1° e o 4° segundo.

Resultados

Os resultados da latência e do índice de detecção para cada técnica utilizando o banco de sinais simulados, estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Resultados da latência e índice de detecção para cada técnica utilizando o banco de sinais simulados

	Ic		**Latência (s)**	
	Média	desvio	média	desvio
LS (var)	-0.23	0.10	0.50	0.27
LS (rms)	0.33	0.25	0.43	0.32
LS (filtro)	0.39	0.26	0.33	0.32
LD M=5 ro=1	0.34	0.27	0.56	0.70
LD M=5 ro=2	0.35	0.27	0.53	0.70

Discussão

Os resultados apresentados na Tabela 1 mostram o melhor desempenho da técnica de comparação com o limiar simples quando o parâmetro relacionado com a energia é obtido por meio de retificação e alisamento do sinal, sendo superior ao da técnica de limiar duplo. Tal resultado se apresenta como sendo inesperado e inconsistente, diante da complexidade estatística da técnica de limiar duplo e dos resultados obtidos por outros autores [2,7].

O aumento do desempenho da técnica de limiar duplo com o aumento do número de amostras que devem exceder o limiar para que a detecção seja realizada (r_o) contradiz a teoria do método, de modo que este se apresenta como inconsistente [7].

Dentre as técnicas, o melhor desempenho foi observado quando da utilização da técnica de limiar simples com filtragem passa-baixas, que já foi ostensivamente discutida em outros estudos [3] e que apresenta o inconveniente de ser muito dependente do valor limiar, da freqüência de corte do filtro e relação sinal-ruído.

Diante dos resultados, observa-se que o baixo desempenho da técnica de limiar duplo pode estar associado a uma incompatibilidade entre as funções densidade de probabilidade teórica e a observada nos sinais simulados, tendo em vista os diferentes modelos utilizados para a constituição do banco de dados. O presente trabalho utiliza um modelo que os autores consideram ser mais representativo do sinal real de eletromiografia, enquanto que em Micera et al. e Bonato et al. [2,7] é utilizado um banco de sinais simulados por meio da modulação da energia de um ruído branco gaussiano, atribuindo o padrão de atividade muscular ao incremento da variância do ruído nos intervalos de contração muscular.

Conclusão

Durante o estudo da comparação de 3 variantes da técnica de comparação com um limiar simples e a técnica de limiar duplo obteve-se resultados que contradizem os relatos da literatura. A hipótese levantada para a explicação de tal fato parece estar ligada a inadequação das funções densidade de probabilidade utilizadas na técnica do limiar duplo. Mais investigações, por meio de diferentes pdfs, precisam ser realizadas para que se possa atingir uma comparação mais efetiva.

Agradecimento

Ao CNPq, FAPERJ, CAPES e PRONEX pelo suporte financeiro.

Referências

[1] ROBERSTSON, K.B., "Eletrodiagnóstico", in UMPHRED, D.A. (Ed): *Fisioterapia Neurológica*, São Paulo: Editora Manole, pp. 737-50, 1994.

[2] MICERA, S.; VANNOZZI, G.; SABATINI, A. M.; DARIO, P. (2001), "Improving detection of muscle activation intervals", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, Nov-Dec, vol. 20, n. 6, pp. 38-46.

[3] HODGES, P. W.; BUI, B. H. (1996), "A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography", *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, v. 101, pp. 511-519.

[4] LEADER III, J. K.; BOSTON, J. R.; MOORE, C. A. (1998), "A data dependent computer algorithm for the detection of muscle activity onset and offset from EMG recordings", *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, v. 109, pp. 119-123.

[5] MARPLE-HORVAT, D. E.; GILBEY, S. L. (1992), "A method for automatic identification of periods of muscular activity from EMG recordings", *Journal of neuroscience Methods*, v. 42, pp. 163-167.

[6] ABBINK, J. H.; VAN DER BILT, A.; VAN DER GLAS, H. W. (1998), "Detection of onset and termination of muscle activity in surface Electromyograms", *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 25, pp. 365-369.

[7] BONATO, P.; D'ALESSIO, T.; KNAFLITZ, M. (1998), "A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal

during gait", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v.45, n. 3, pp. 287-99.

[8] MICERA, S.; SABATINI, A. M.; DARIO, P. (1998), "An algorithm for detecting the onset of muscle contraction by EMG signal processing", Medical *Engineering & Biology*, v. 20, pp. 211-215.

[9] STAUDE, G. H.; WOLF W. (1999), "Objective motor response onset detection in surface myoelectric signals", *Medical Engineering & Physics*, v. 21, pp. 449-467.

[10] STAUDE, G. H. (2001), "Precise onset detection of human motor responses using a whitening filter and the log-likelihood-ratio test", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 48, n. 11, pp. 1292-1305.

[11] MERLO, A.; FARINA, D.; MERLETTI, R. (2003), "A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v.50, n. 3, pp. 316-323.

[12] ROSA, I. R.; GARCIA, M. A. C.; SOUZA, M. N. (2004), "Modelagem de um simulador de sinais eletromiográficos de superfície", submetido ao III CLAEB.

ONLINE BEAT SEGMENTATION AND CLASSIFICATION THROUGH HIDDEN MARKOV MODELS

R. V. Andreão*, B. Dorizzi*, J. Boudy* and J.C.M. Mota**

* INT/EPH, Evry, France
** UFC/DETI, Fortaleza, Brasil

e-mail: rodrigo.andreao@int-evry.fr

Abstract: This paper presents an original hidden Markov model (HMM) approach for online beat segmentation and classification of electrocardiograms. Our approach addresses a large panel of topics some of them never studied before in others HMM related works: waveforms modeling, multi-channel beat segmentation and classification, and unsupervised patient adaptation. The performance was evaluated on 79 records of the two-channel QT database. We obtained high beat detection performance with sensitivity of 99.81% and a positive predictivity of 99.98%. Beats were also classified between normal and premature ventricular contraction (PVC) using an original classification strategy. These results provide a validation of our approach for real word application.
***Keywords*: Markov models, wavelets, segmentation, classification, adaptation.**

Introduction

Automated analysis of electrocardiograms has been a field of intense research in the past 30 years. The most studied problem concerns beat detection and segmentation. In particular, QRS complex detection is already seen as an almost solved problem, since the results obtained in early 90s were already applied to real world applications [1,2]. Reliable beat segmentation remains, however, a big challenge, especially P-wave boundary recognition [3]. Signal quality is required to get good results and this condition is difficult to satisfy during ambulatory monitoring.

A majority of works in this field employs heuristic rules to wave boundary recognition after a proper signal processing technique [2,4,5,6,7,8]. The variability usually present on the wave onset and offset limits the performance under noisy signal. Thus, programs attempt to make use of the redundancy of the available information by a time coherent average of all beats, considered to be of the same type [2]. This strategy gives some robustness to noise, but it has some drawbacks on local signal analysis such as: P-wave detection and ST-segment deviation monitoring.

In order to face this problem, we propose a beat segmentation approach based on hidden Markov models. HMM seems to be a statistical method suitable for robust signal segmentation in elementary waveforms, since the waveform morphologies keep some regularity. Coast [9] was the pioneer implementing HMM for beat detection and classification. Afterwards, other works pointed out the HMM ability to segment P-wave [10,11].

In this work, we propose a Markovian approach for online beat detection and segmentation, providing a robust localization of all beat waves. HMM based strategies replace the heuristic rules commonly used for detecting the QRS complex, and the beat waveforms.

Several improvements regarding other HMM related works have been implemented [9,11]. Firstly, our approach is able to model complex beat morphologies by original waveform models. Moreover, the beat detection, segmentation and classification tasks take into account multi-channel information, generating more reliable results. Finally, our approach is able to detect ventricular beats using an original classification strategy.

Materials and Methods

Statistical modeling of ECG requires labeled databases. In this work we have chosen the QT database [12]. It contains 105 two-channel records of 15 minutes, sampled at 250 Hz. All files include annotations of waveform peaks and boundaries in at least 30 beats. Moreover, 79 files have all their QRS complexes annotated and the beat class specified.

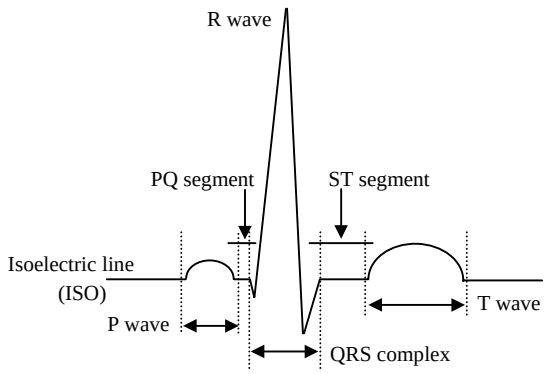


Figure 1: An illustration of a heartbeat observed in an electrocardiogram. Waveform and segment boundaries are also indicated.

A labeled beat is of the form illustrated in Figure 1. It is important to note that only P-waves, QRS complexes and T-waves are labeled in the database.

The HMM approach is divided in two main stages: online beat segmentation and classification. This approach has been improved since our previous work [13]. In this article, we will discuss some new topics: multiple waveform models, online beat segmentation, online HMM adaptation, multi-channel fusion and beat classification.

Hidden Markov Model Approach

Our model considers the heartbeat as a sequence of elementary waves and segments, which respects some heart electrical activity constraints. Each wave and segment is modeled by a specific left-right HMM. Like in a state machine, the electrical constraints are modeled by transitions among models. Figure 2 presents our proposed beat model. It can be observed that some particular anomalies like a beat without sinus activity (P-wave) and non-conducted P-waves (P-waves not followed by a QRS complex) are considered in the model.

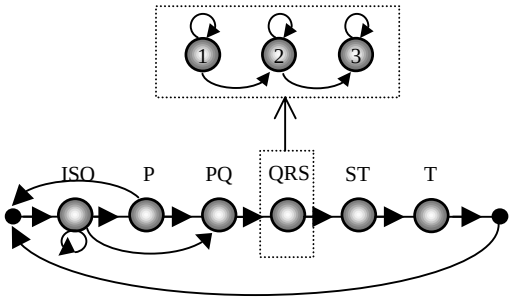


Figure 2: Beat model representing all possible transitions among waveform models. Each waveform model (ISO, P, PQ, QRS, ST and T) corresponds to a specific left-right HMM

An HMM requires a feature extraction stage for the construction of the observation sequence **O**. We have found Mexican Hat wavelet transform appropriate for this [14]. It is suitable to peak detection, since it provides a good time resolution. Moreover, wavelet transforms improve noise robustness. From our previous work, three wavelet scales were chosen [13]. Figure 3 shows an ECG represented in the selected wavelet scales.

The wavelet scales have the same time resolution as the original signal. It means that the observation sequence is composed of vectors $\mathbf{O}_t$ of size 3 at each time *t*. It is thus of the form $\mathbf{O} = (\mathbf{O}_1 \mathbf{O}_2 \ldots \mathbf{O}_T)$, where T is the signal length in number of samples.

The next step is the estimation of the model probabilities from the observation sequence. An HMM is characterized by the following parameter set [15]:

$$\boldsymbol{\lambda} = (\mathbf{A}, \mathbf{B}, \boldsymbol{\pi}) \quad (1)$$

where **A** is the state-transition probability matrix, **B** represents the continuous observation densities functions and $\boldsymbol{\pi}$ is the initial state probability vector. The observations are modeled by a single Gaussian probability density function.

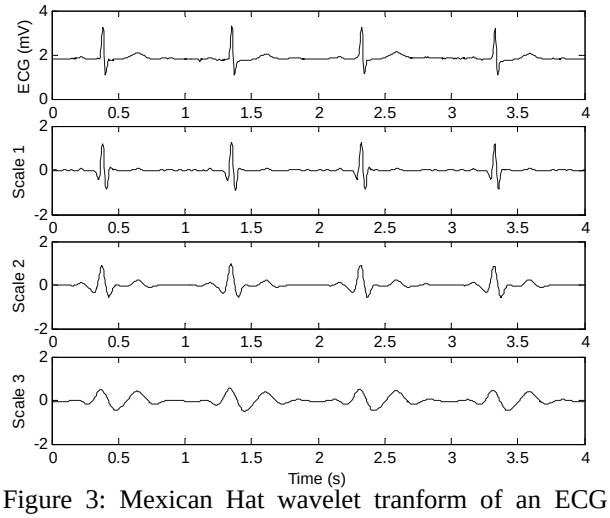


Figure 3: Mexican Hat wavelet tranform of an ECG signal. The HMM observation sequence **O** is composed of the wavelet scales 1, 2 and 3

HMM parameter estimation is carried out by the Baum-Welch method (expectation-maximization method). The model parameters are adjusted during a training phase in order to maximize the likelihood $P(\mathbf{O}|\boldsymbol{\lambda})$ of the observation sequence given the model $\boldsymbol{\lambda}$. Each HMM is adapted to its respective waveform patterns, as illustrated in Figure 4.

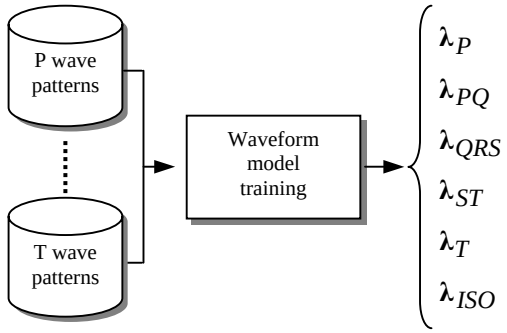


Figure 4: Waveform models. Each model is trained on its respective patterns.

Multiple waveform models

It is well known that the beat waveforms can have different morphologies. In particular, the QRS complex morphology can change significantly when we observe the same ECG in different leads. In addition, during ambulatory monitoring, anomalies can alter suddenly beat morphology and, hence, the beat waveforms. All these issues increase modeling complexity. We addressed this problem using multiple models for each waveform. 4 HMM were trained for QRS complex waveforms, and 2 HMMs for each of the other waveforms. The training algorithm is called HMM likelihood clustering, and it was firstly applied by Rabiner to the speech recognition problem [17].

Online Beat Segmentation

The beat segmentation procedure consists of matching the HMM models to the ECG waveform patterns. This is typically performed by the Viterbi decoding algorithm. In our case, the Viterbi algorithm has a double task: to search for the most likely HMM corresponding to each waveform pattern and to follow the beat model architecture (see Figure 2). Furthermore, it must allow waveform detection information in real-time. The one-pass algorithm was adopted since it fulfills all these requirements [16].

Online HMM adaptation

The HMM can detect patterns even when there are small changes in morphology and time length. As long as these changes progress in time, the HMM can be updated to keep tracking new shapes. That is one of the main advantages of this statistical model.

In order to perform online HMM adaptation, we implemented a non-supervised training. During ECG segmentation, the waveforms attributed to a same model are grouped together. When at least 30 observation vectors per Gaussian pdf are available in one group, then the waveform model is reestimated. We found 30 observation vectors per Gaussian pdf sufficient to carry out HMM training.

Beat classification

Comparison with prior ECG tracings is an important element in the interpretation of ECGs [17]. From this statement, we have proposed an original HMM approach to detect ventricular contraction beats (PVC) according to patient previous beats.

The beats are grouped in two different clusters considering QRS-complex morphology. We have called dominant beats those whose QRS complex morphology is the more frequent one in the patient ECG. For that, an algorithm has been developed to learn dominant shapes, in a non-supervised way.

The QRS complex morphology is classified in terms of its likelihood. Thus, each time a new beat is detected, the QRS-complex likelihood is compared to a likelihood threshold. If the likelihood is bigger than the threshold, the QRS-complex is classified as non-dominant. The threshold is adaptive in order to take into account small variations on the QRS complex morphology. It is obtained from the mean likelihood of the last ten dominant QRS-complexes. Since learning is non-supervised, the first beats of the record are considered dominant, which allows computing the initial threshold.

The R-R interval is used to distinguish between normal and premature beats. A beat is premature when its R-R interval (related to the previous beat) is shorter than a threshold. This threshold is obtained from the mean R-R interval of the last five normal beats. From these rules, each detected beat is labeled as normal or premature.

Finally, the beat is classified as PVC when two conditions are satisfied: its QRS-complex is non-dominant and its R-R interval is premature. Otherwise, it is considered as normal.

Multi-channel fusion

Working on a two-channel ECG, complementary information among channels are explored in order to improve performance.

For segmentation purpose, we used a Boolean AND logic. Thus, a beat detection is confirmed every time a QRS complex is detected in both channels. This criterion improves noise robustness and reduces false beat detection.

For classification the Boolean OR logic is more suitable, since some diagnostic patterns are not discriminated in only one lead.

Results

Our approach was tested on 79 files of the QT database. Two statistics criteria were employed: sensitivity and positive predictivity. Sensitivity (*Se*) is the fraction of events correctly detected:

$$Se = \frac{TP}{TP + FN}, \tag{3}$$

where *TP* (True Positive) is the number of matched events and *FN* (False Negative) is the number of events that were not detected by our approach. The denominator of equation 3 gives the total number of annotated events in the database. On the other hand, positive predictivity gives the ability of detecting true events:

$$PP = \frac{TP}{TP + FP}, \tag{4}$$

where *FP* (False Positive) is the number of events detected by our approach and non-matched to the database annotations.

We measured beat detection and beat classification performance. All detected beats were classified as normal or premature ventricular contraction (PVC). In order to perform beat classification statistics, we have considered all the database beat annotations other than PVC as normal. The results are presented in Table 1.

Table 1: System performance on QT database. Beat detection statistics consider all beats. For beat classification, beats were grouped in two classes: normal and premature ventricular contraction (PVC).

Events	**Statistics**	
	***Se* (%)**	***PP* (%)**
Beat detection	99.81	99.98
Normal beats	99.72	99.83
PVC beats	88.62	91.20

Discussions and Conclusions

Our system achieved high beat detection performance validating it on a real world application

(see Table 1). We also tested our system ability in detecting PVC beats using an unsupervised approach. Knowing only the dominant QRS shape of each patient, and thanks to some additional rules, our system is able to classify morphologies from the only modeling of elementary waveforms. This is a real improvement on other HMM approaches that perform this classification by statistical learning of some examples of these morphologies.

Moreover, this approach has the potentiality to deal with more complex detection applications. In particular, we have considered the miocardial ischemia problem (see joint paper [18]).

Acknowledgement

This work was supported by the CAPES/COFECUB project n° 266/99-I.

References

[1] MACFARLANE, P.W. "A Brief History of Computer-Assisted Electrocardiography", *Meth. Inform. Med.*, vol. 29, pp. 272-281, 1990

[2] WILLEMS J.L., ZYWIETZ C. et al, "Influence of noise on wave boundary recognition by ECG measurement programs", *Comput. Biomed. Resear.*, vol. 20, n° 6, pp. 543-562, 1987.

[3] CORABIAN P., "Accuracy and realiability of using computerized interpretation of electrocardiograms for routine examinations", *HTA 25 : Series A.* Edmonton : Alberta Heritage Foundation for Medical Resarch, 2002, 35 p.

[4] LAGUNA P., JANÉ R. et CAMINAL .P., "Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals. Validation with the CSE database", *Comput. Biomed. Resear.*, vol. 27, n° 1, pp. 45-60, 1994.

[5] LI C., ZHENG C. et TAI C., "Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 42(1):21-28, 1995.

[6] KOSKI .A, JUHOLA M. and MERISTE M., "Syntatic Recognition of ECG Signals by Attributed Finite Automata", *Pattern Recognition* 28(12):1927-40, 1995.

[7] VULLINGS H.J.L.M., VERHAEGEN M.H.G. and VERBRUGGEN H.B., "Automated ECG segmentation with Dynamic Time Warping", *Proc. 20ème Ann. Inter. EMBS Conf.*, Hong Kong, China, pp. 1409-10, 1996.

[8] KÖHLER B.-U., HENING C. et ORGLMEISTER R., "The principles of software QRS detection", *IEEE Engineering in Medicine and Biology* 21(1):42-57, 2002.

[9] COAST D.A., STERN R.M. et al., "An approach to cardiac arrhythmia analysis using hidden markov models", *IEEE Trans on Biomed Eng* 37(9):826-36, 1990.

[10] CLAVIER L. and BOUCHE J.M, "Segmentation of electrocardiograms using a Hidden Markov Model", *Proc. 18ème Ann. Inter. EMBS Conf.*, Amsterdam, Netherlands, pp. 1409-10, 1996.

[11] LE PAGE R. and BOUCHER J.M., "Détection et analyse de l'onde P d'un électrocardiogramme", *Proc. 18ème colloque GRETSI*, Toulouse, France, 2001.

[12] LAGUNA P., MARK R.G. et al, "A Database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG", *Computers in Cardiology*, Lund , Suède, pp. 673-676, 1997.

[13] ANDREÃO R.V., DORIZZI B. et al., "Transformée en ondelettes et modèles de Markov cachés pour la segmentation automatique du signal ECG", *Proc. 19ème colloque GRETSI*, Paris, France, 2003.

[14] TORRENCE C. and COMPO G.P., "A Pratical Guide to Wavelet Analysis", *Bull. Amer. Meteor. Soc.* 79(1):61-78, 1998.

[15] RABINER L. and JUANG B-H., *Fundamentals of Speech Recognition*, Prentice-Hall, 1993.

[16] RABINER L.R., LEE C.H., JUANG B.H. and WILPON J.G., "HMM Clustering for Connected Word Recognition", *Proc. ICASSP*, 1989, Glasgow, UK, pp. 405-8, 1989.

[17] KADISH A. et al., "ACC/AHA Clinical Competence Statement on Electrocardiography and Ambulatory Electrocardiography", *JACC* 38(7):2092-100, 2001.

[18] ANDREÃO R.V, DORIZZI B., BOUDY J. and MOTA J.C.M., "Ischemia Detection Based on HMM Beat Segmentation and ST Segment Analysis", *Proc. IIICLAEB*, João Pessoa, Brazil, 2004.

ISCHEMIA DETECTION BASED ON HMM BEAT SEGMENTATION AND ST SEGMENT ANALYSIS

R. V. Andreão*, B. Dorizzi*, J.C.M. Mota** and J. Boudy*

* INT/EPH, Evry, France
** UFC/DETI, Fortaleza, Brasil

e-mail: rodrigo.andreao@int-evry.fr

Abstract: This paper describes an algorithm for ischemia monitoring in ambulatory electrocardiography. It relies on an automatic ST-segment analysis. Precise information about ST-segment changes are provided by an original hidden Markov models (HMM) approach for online beat segmentation. The performance was evaluated on the two-channel European ST-T database, according to its ST episode definitions. The experimentation was performed on 48 files extracted from 90. Our best average statistic results are 83% sensitivity and 85% positive predictivity. Performance compares favorably to others reported in the literature.
***Keywords*: ECG, ST-segment, ischemia detection, ambulatory monitoring.**

Introduction

Ambulatory ECG monitoring (AECG) provides accurate and clinically meaningful information about myocardial ischemia (MI) in patients with coronary disease. MI early detection allows fast diagnosis and treatment.

Most studies have demonstrated that ST-segment changes are indicative of MI during AECG monitoring. However, it is well known that particular ST deviations can occur for other reasons than MI [1].

Many efforts have been dedicated to the development of automatic programs for MI detection: geometric method [2], Karhunen-Loève transform [3], fuzzy-logic [4], neural networks [5], RMS difference series [6]. The first task is to construct the ST deviation function, namely the ST amplitude measured against the baseline of each beat, usually the PQ segment. Nevertheless, inaccuracies in parameters measurements are seen as a source of noise and considered as problematic [2, 5, 6]. That is why some systems, in order to avoid imprecision, use a fixed offset from the QRS fiducial point to detect the ST segment and employ a filter to attenuate baseline wander.

In this work, we propose a Markovian approach for online beat detection and segmentation, providing a robust localization of all beat waves and particularly of the PQ and ST segment. Hidden Markov models (HMM) replace the heuristic rules commonly used for detecting the QRS complex, and the beat waveforms. Moreover, our beat segmentation approach addresses a large panel of topics never studied before in other HMM related works [7,8]: multi-channel beat detection and segmentation, patient independent context, waveform models and unsupervised patient adaptation.

Online beat segmentation is combined with a two-channel ST-segment analysis aiming at performing reliable ischemic episode detection during ECG ambulatory monitoring.

Materials and Methods

The AECG data used in our experimentations are part of the European ST-T database [9]. The evaluation set consists of 48 two-channel ECG recordings of two hours long and sampled at 250 Hz. Each record contains annotations of the ST and T episodes made manually by different cardiologists, but only ST episodes were taken into consideration. The episodes annotations of both channels were merged, giving a total of 120 episodes.

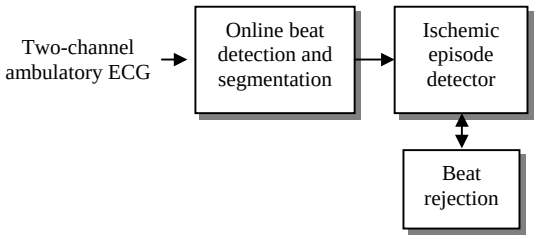


Figure 1: General block diagram of our ischemia detection system

The proposed ischemia detection system is divided in two main parts (Figure 1): online beat detection and segmentation, and ischemic episode detection. The first part relies on an original beat detection and segmentation approach using hidden Markov models (HMM). One of our originalities is to model waveforms using two-channels ECG. It must be pointed out that ECG segmentation was performed here in a patient-independent context without supervising training. A complete description is given in a joint paper [10].

The second part concerns the ischemic episode detector, which is composed of the following stages (Figure 2): ST amplitude deviation, beat rejection, filtering, and ischemia episode detection.

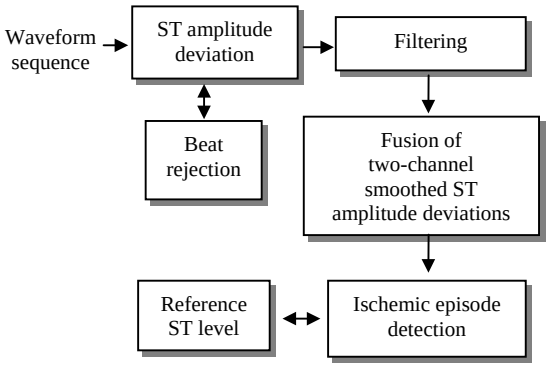


Figure 2: Block diagram of the ischemic episodes detection stage

ST amplitude deviation

The ST-segment amplitude is measured each time a beat is detected and it always refers to the beat baseline. In our case, the beat baseline is given by the PQ-segment level. Both PQ and ST segment amplitudes are provided by the online beat segmentation stage. According to the ST-T database definitions [9], ST segment amplitude is obtained from a reference point situated 80 ms after the J point (QRS complex end). In cases of sinus tachycardia (heart rate > 120 bmp), ST deviation is measured 60 ms after the J point. The mean value of 5 samples around the reference point was finally retained as ST deviation.

After analysis of a complete AECG record, we obtain two-channel time trends, as shown in Figure 3. It can be observed that the trends are not ready for analysis due to noise and artefacts. Some noise criteria leading to beat rejection and filtering are applied.

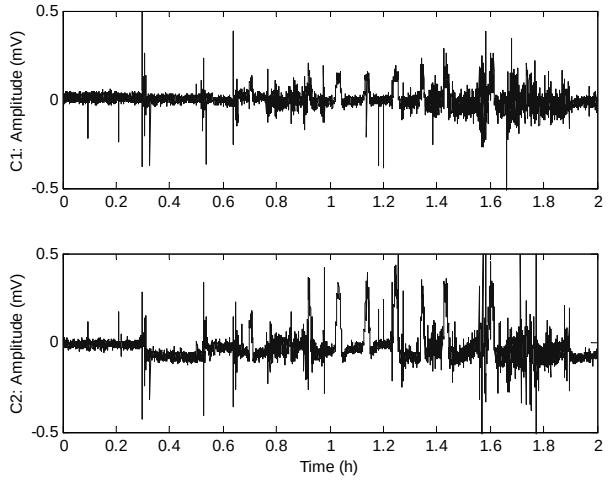


Figure 3: Example of ST amplitude time series before the filtering phase (channels 1 and 2, file e0113, European ST-T Database).

Beat rejection

The first beat rejection rule takes into account the baseline level. Beats are discarded when the difference between the mean baseline level and their baseline value is larger than 0.6 mV. Moreover, we also rejected neighboring [3]. The second rule is related to the beat class and just normal beats are considered [4]. At the moment, our HMM approach considers only two beat classes: normal and premature ventricular contraction.

Filtering

The main goal of this stage is to attenuate impulsive noise and make the ST-segment amplitude evenly distributed in time. Two simple filtering strategies are employed: median filter of length 3 samples and linear interpolation to resample the trends to 1 Hz [2,6]. An exponential average with a time constant of 20 s. was further applied to smooth the trends [6]. Figure 4 shows the smoothing effects achieved after the filtering phase on the raw time series shown in Figure 3.

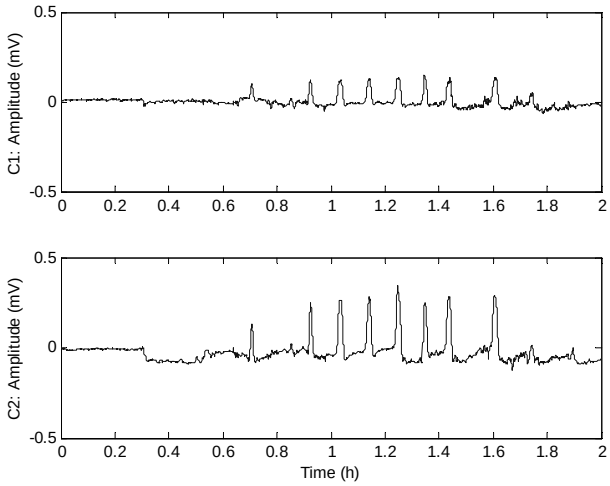


Figure 4: Smoothed ST amplitude time (channels 1 and 2, file e0113, European ST-T Database). Ischemic episodes of Figure 3 can now be easily identified

Ischemic episode detection

Previously, the ST amplitudes were considered for each channel separately. On the other hand, the episode detection stage exploits combined ST amplitude information. Clearly, two-channels emphasize those episodes showing deviations in both channels [2].

The ST-deviation function depends on the ST amplitude and the reference level of each channel. A simple squared mean is then applied:

$$st[t] = \sqrt{(st_1[t] - ref_1)^2 + (st_2[t] - ref_2)^2} \quad (1)$$

where $st[t]$ is the ST-deviation function, $st_1[t]$ and $st_2[t]$ are the smoothed ST-amplitude, and ref_1 and ref_2 the reference levels of channels 1 and 2 respectively.

However, combining two-channel information is not always possible, since some beats have been rejected in the previous stage. That is why some improvements can be obtained when we switch to single-channels analysis every time beats are missing in one channel. In this particular case, the ST-deviation function becomes

$$st[t] = \left| st_i[t] - ref_i \right| \quad (2)$$

where *i* is the available channel.

The reference levels are calculated over the first 180 beats. Nonetheless, an adaptive reference level is required because of slow drifts in the ST-deviation function caused by nonischemic factors [2, 3, 6]. Thus, an exponential average filter of 20 minutes time constant is used to adjust continuously the reference level values. The adaptation is stopped any time the ST-deviation function reaches 0.05 mV.

The ischemic episodes are then detected using a decision threshold. We have followed the ischemic episode definitions proposed by the European ST-T Database project [9]. It is coherent with the cardiologist approach, which also used these definitions during ST-change annotations: an ischemic episode corresponds to minimum episode duration of 30 s.; and minimum ST-segment deviation of 0.1 mV from the reference value. Finally, the beginning and end of a ST episode are adjusted using a 0.05 mV threshold to locate the first and the last beats. The only particularity of our system is that two consecutive episodes must have at least 120 s to be considered as separate.

Results

In general, ischemia performance results are presented in terms of sensitivity (*Se*), expressing the detector sensitivity of ST-episodes identification, and positive predictivity (*PP*), giving the detector ability of true ischemic episode detection. These performance measures are defined as [11]:

$$Se = \frac{TP_S}{TP_S + FN}, \quad (3)$$

$$PP = \frac{TP_P}{TP_P + FP} \quad (4)$$

TP_S (True Positive) and FN (False Negative) are the number of matching and non-matching episodes respectively, when the reference annotations are the database annotations. Denominator of equation 3 gives the number of ischemic episodes. On the other hand, TP_P (True Positive) and FP (False Positive) are the number of matching and non-matching episodes respectively, when the reference annotations are the detector annotations. The denominator of equation 4 is the number of ischemic episodes annotated by the detector. The matching criteria of episodes found by the detector and the database annotations follow the protocol defined by Jager [11]: period of overlap between annotations includes either the extrema or at least 50% of the length of the episode.

Table 1 summarizes the results using two kinds of statistics: gross statistics, in which episodes of all patients are assigned equal weights, and average statistics, in which every patient is assigned equal weight. These statistics describe the performance of our system on the total database, since the total number of episodes is small.

It can be observed that our fusion results are well balanced in terms of sensitivity and predictivity, for both gross and average statistics. Our best results in average statistics were then selected in order to compare to other system performances on the same database (see Table 2).

Table 1: Performance of our system in ischemia detection using gross and average statistics.

	Gross Statistics		**Average Statistics**	
	***Se* (%)**	***PP* (%)**	***Se* (%)**	***PP* (%)**
Channel 1	72	67	73	81
Channel 2	68	60	73	84
Fusion	78	79	83	85

Table 2: Comparative results of ischemic episode detection using average statistics.

System	**Average Statistics**	
	***Se* (%)**	***PP* (%)**
Taddei [2]	84	81
Vila [4]	83	75
Jagger [3]	87	88
Maglaveras [5]	89	78
Andreão	83	85

Discussions and Conclusions

We obtained one of the best average statistics in ischemic episode detection using a very simple approach. In particular, the positive predictivity of true episodes is only behind the one proposed by Jagger. Maglaveras reaches very good sensitivity to the detriment of a low positive predictivity.

We have chosen to follow the ischemic episode definitions to be coherent with the database annotations. This way, we use less rules them generally done by other articles. In particular, Jagger [3] uses a complex set of rules and decisions thresholds, which were adapted to the whole database. Taddei [2] defined two types of thresholds: the first one applied to ST-deviation of high amplitude and short duration and the other to ST-deviation of small amplitude and long duration. Vila [4] used a fuzzy-logic decision rule. Finally, Maglaveras [5] worked on a neural network to classify ischemic beats. Ischemic episodes were only obtained after a grouping procedure of ischemic beats.

One of the main advantages of our system is the fusion strategy, which combines complementary information of both channels. Furthermore, when the information is missing in one channel, a single-channel analysis is then carried out.

An original beat detection and segmentation approach using HMM was employed to extract the required information from ST-segment change analysis. Some authors [2,5,6] have affirmed that automatic segmentation of PQ segment and J point detection are

always problematic. They have proposed instead to use a fixed offset from the QRS fiducial point, which could be more robust to detection inaccuracies. Another alternative is to consider the whole ST-segment pattern [5, 6] rather than a reference point, as used here. These strategies will be studied in order to evaluate detection inaccuracies.

Non-ischemic episodes detection was not addressed in this work. In fact, ST-segment changes can occur for other reasons than ischemia [1]. Jager and Taddei dealt with this problem by searching for significant changes in electrical axis of the heart. Certainly, non-ischemic events must be studied more deeply to reduce false ischemia alarms.

Ambulatory ECG is commonly corrupted by noise. To carry out a robust analysis, it is preferable to reject noisy beats instead of treating them via noise reduction techniques. Therefore, some improvements in beat rejection can be achieved by adding other noise detection criteria, which considers the signal-to-noise ratio [12,6]. These issues will be the subject of our future works.

Acknowledgement

This work was supported by the CAPES/COFECUB project n° 266/99-I.

References

[1] CRAWFORD M.H. et al, "ACC/AHA Guidelines for Ambulatory Electrocardiography", *J. Am. Coll. Cardiol.* 34(3):912-48, 1999.

[2] TADDEI A., COSTANTINO G. et al, "A System for the Detection of Ischemic Episodes in Ambulatory ECG", *Computers in Cardiology*, Vienne, Autriche, 1995, pp. 705-708, 1995.

[3] JAGER F., MOODY G.B. and MARK R.G., "Detection of transient ST segment episodes during ambulatory ECG monitoring", *Comput. Biomed. Res.* 31(5):305-22, 1998.

[4] VILA J., PRESEDO J. et al., "SUTIL: intelligent ischemia monitoring system", *Int J Med Inf* 47(3):193-214, 1997.

[5] MAGLAVERAS N., STAMKOPOULOS T. et al., "An adaptive backpropagation neural network for real-time ischemia episodes detection: development and performance analysis using the European ST-T database", *IEEE Trans Biomed Eng* 45(7):193-214, 1998.

[6] GARCÍA J., SÖRNMO L. et al, "Automatic detection of ST-T complex changes on the ECG using filterd RMS difference series: application to ambulatory ischemia monitoring", *IEEE Trans Biomed Eng* 47(9):1195-1201, 2000.

[7] COAST D.A., STERN R.M. et al, "An approach to cardiac arrhythmia analysis using hidden markov models", *IEEE Trans on Biomed Eng* 37(9):826-36, 1990.

[8] LE PAGE R. and BOUCHER J.M., "Détection et analyse de l'onde P d'un électrocardiogramme", *Proc. 18ème colloque GRETSI*, Toulouse, France, 2001.

[9] TADDEI A., Biagini A. et al, "The European ST-T database: development, distribution and use", *Computers in Cardiology*, Chicago, USA, 1990, pp. 177-80, 1991.

[10] ANDREÃO R.V, DORIZZI B., BOUDY J. and MOTA J.C.M., "Online Beat Segmentation and Classification Through Hidden Markov Models", *Proc. IIICLAEB*, João Pessoa, Brazil, 2004.

[11] JAGER F., MOODY G.B. et al., "Performance measures for algorithms to detect transient ischemic ST segment changes", *Computers in Cardiology*, Venice, Italy, 1991, pp. 369-72, 1991.

[12] JAGER F., MOODY G.B. et al., "Analysis of transient ST segment changes during ambulatory monitoring", *Computers in Cardiology*, Venice, Italy, 1991, pp. 453-56, 1991.

ULTRASSOM DE TERAPIA

C. A. Teixeira*, G. Cortela**, H. Gomez**,
M. G. Ruano*, A. E. Ruano*, C. Negreira** e W. C. A. Pereira***

* Universidade do Algarve/Centro de Sistemas Inteligentes, Faro, Portugal
** Universidad de la República /Lab. de Acústica Ultrasonora, Montevideo, Uruguay
*** Universidade Federal do Rio de Janeiro/COPPE, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: cateixeira@ualg.pt

Abstract: Temperature modeling of human tissue subjected to ultrasound for therapeutic use is essential for an accurate instrumental assessment and calibration. Prior studies with a homogeneous medium are hereby reported. Nonlinear punctual temperature modeling is proposed by means of Radial Basis Functions Neural Network (RBFNN) structures. The best-performed structures are obtained using a Multiobjective Genetic Algorithm (MOGA). The best performed neural structure presents a Root Mean Square Error (RMSE) of one order magnitude less than the one presented by the best linear model, this is, the AutoRegressive with eXogenous inputs (ARX), and shows a maximum absolute error of 0,2 ºC.
***Palavras Chave*: Modelação de temperatura, redes neuronais, algoritmos genéticos multiobjectivo, ultrassom.**

Introdução

A correcta determinação da temperatura em tecidos humanos é um aspecto fulcral no que respeita à aplicação segura da terapia por ultrassons no tratamento de cancros (hipertermia). O principal entrave no uso clínico generalizado da hipertermia é a falta de conhecimento espacial e temporal dos padrões de aquecimento de uma determinada região, que permitam evitar lesões no tecido não canceroso.

Tendo como objectivo a estimação não invasiva da temperatura no tempo e no espaço, trabalhos anteriores na área relacionam linearmente as mudanças da velocidade do som e a expansão do meio com a mudança de temperatura. Foram consideradas temperaturas numa gama entre 20 e 24 ºC, usando um sistema de terapia ultrassonora para induzir aquecimento e um sistema de diagnóstico com vista à determinação da variação da velocidade do som e da expansão do meio [1].

O objectivo principal do trabalho aqui relatado é investigar as potencialidades das redes neuronais *versus* os modelos lineares ARX (*AutoRegressive Model with eXogeneous inputs*), na estimação de temperaturas em meio homogéneo irradiado por ultrassom em tempo-real. Considera-se como indicadores da variação de temperatura a variação da amplitude da componente principal do espectro da intensidade acústica e os valores passados das temperaturas. O objectivo final constitui a aplicação de uma rede neuronal para monitorar a temperatura de tecidos biológicos sob terapia ultrassonora.

Materiais e Métodos

Aquisição dos dados: Os dados utilizados neste artigo resultam da aquisição da temperatura e intensidade acústica num ponto de um meio de glicerina, quando este é insonorizado com um transdutor de terapia (Ibramed Sonopulse - São Paulo, Fig.1).

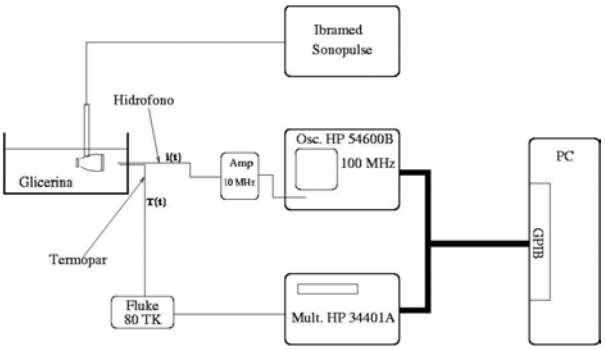


Figura 1: Arranjo experimental

O hidrofono e o termopar foram afastados axialmente 48 mm do transdutor e mediu-se a cada 10 segundos o valor da temperatura e uma janela de 2000 pontos do sinal de intensidade, correspondendo esta janela a 10μs de duração temporal e a uma frequência de 3 MHz. Foram testadas as intensidades de 1 Watt/cm^2, 1,5 Watt/cm^2 e 2 Watt/ cm^2. A glicerina foi insonorizada por 60 minutos e as medições foram interrompidas após terem passado aproximadamente 110 minutos desde o início da experiência. As gamas de temperatura para as diferentes experiências encontram-se expostas na Tabela 1.

Processamento dos dados: A construção de modelos neuronais e de modelos ARX de temperatura requerem a identificação de características dos sinais de intensidade para permitir a modelação dos sistemas. Nesta experiência considerou-se apenas a amplitude da componente principal do espectro da intensidade acústica (localizada a 3 MHz).

Tabela 1: Gamas de temperatura para as diferentes experiências

Intensidade	Temp. Inicial	Temp. Máxima	Temp. Final
1 Watt/cm^2	29 ºC	34,5 ºC	28,5 ºC
1,5 Watt/cm^2	30 ºC	37,2 ºC	28 ºC
2 Watt/cm^2	31 ºC	38,8 ºC	31 ºC

A elaboração de modelos neuronais e ARX passa por um pré-processamento dos dados, que normalmente consiste num processo de filtragem seguido de uma normalização. A filtragem tem como objectivo a eliminação de ruído de alta frequência introduzido pela instrumentação e a normalização é necessária para que o treino dos modelos seja melhor condicionado, isto é, a obtenção de valores para os parâmetros que se possam traduzir numa boa capacidade de generalização (bom desempenho em diferentes situações). Neste trabalho, como a temperatura medida e a amplitude da componente principal apresentam curvas "suaves" foi dispensado o processo de filtragem, tendo sido aplicada uma normalização aos dados, por forma a que os mesmos apresentem valores entre 0 e 1.

Genéricamente, a construção de um modelo neuronal engloba duas etapas: uma etapa de treino e uma de teste. Na etapa de treino são definidos os parâmetros da rede a partir de um algoritmo de treino. A etapa de teste consiste na avaliação da capacidade do modelo então treinado para reproduzir o processo físico, usando dados que não foram aplicados em treino. Neste artigo foram usados para treino dados medidos com uma intensidade de 1 Watt/cm^2, enquanto para teste foram usados dados medidos a 1,5 Watt/cm^2 .

RBFNN e sua construção: Uma RBFNN é formada por 3 camadas completamente interligadas. A primeira camada constitui um conjunto de entradas. A segunda camada (camada escondida) é formada por um conjunto de elementos de processamento, chamados neurónios. A última camada realiza uma combinação linear das saídas dos neurónios da camada escondida, por forma a produzir a saída total da rede. A relação entrada-saída de uma rede deste tipo é dada por:

$$f(x_j) = b + \sum_{i=1}^{n} \alpha_i \varphi\left(\left\|x_j - c_i\right\|\right) \quad (1)$$

onde n é o número de neurónios na camada escondida, b é um termo de polarização (*bias*), ||.|| é uma norma, normalmente e no caso em estudo, a norma Euclideana, e $\varphi\left(\left\|x_j - c_i\right\|\right)$ é um conjunto de funções não lineares de base radial. Estas, encontram-se centradas em $\{c_i\}_{i=1}^{n}$ (centros) e ponderadas por um conjunto de pesos lineares $\{\alpha_i\}_{i=1}^{n}$. Normalmente a função de base radial é do tipo gaussiano [2]:

$$\varphi_i(x_j) = e^{-\frac{1}{2\sigma_i^2}\left\|x_j - c_i\right\|^2} \quad (2)$$

No processo de elaboração de um modelo neuronal surgem questões como [3]: de entre os dados disponíveis, quais devem constituir entradas da rede para treino da mesma? Serão os atrasos das variáveis de entrada e de saída, isto é, a memória passada do sistema relevante na constituição de uma rede fiável? Qual a gama de valores de atraso a considerar? Quantos neurónios devem constituir a camada escondida da rede?

As respostas a estas questões dependem do problema em análise, não são únicas nem fáceis de determinar. O número de estruturas de modelos pode ser enorme, o que torna impossível uma pesquisa exaustiva, devido ao tempo computacional necessário. Para resolver este problema foi usado um algoritmo genético multiobjectivo (MOGA) [4][5], na selecção das melhores estruturas para a RBFNN.

Neste trabalho as variáveis de entrada consideradas para as redes são: amplitude máxima do espectro da intensidade acústica (I_m) e a temperatura (T), medidas à distância axial de 48 mm do transdutor. O número de entradas dos modelos é um número no intervalo [2,30]; por sua vez o número de neurónios possíveis para os modelos é um inteiro no intervalo [2,15].

Neste trabalho o MOGA foi definido para originar 100 gerações (iterações), sendo cada uma composta por 100 RBFNN (indivíduos). Os objectivos a minimizar foram: RMSE em treino e teste, o máximo da autocorrelação do erro (R_{ee}) e o máximo da correlação cruzada entre o erro e as entradas (R_{ue}). O RMSE em teste foi definido com uma restrição de valor 0,003 (valor suficientemente baixo para obter modelos com uma boa capacidade de generalização). Os testes de correlação (R_{ee} e R_{ue}) foram restringidos ao valor $CI = 1.96/\sqrt{N}$, onde N é o número de pontos dos vectores de dados. Se R_{ee} e R_{ue} têm valores inferiores a CI então os modelos correspondentes são considerados adequados com 95% de confiança [3]. No caso particular deste trabalho N=377, o que implica que CI seja aproximadamente igual a 0,1.

Durante cada iteração do MOGA o treino dos indivíduos foi conseguido através do algoritmo *Levenberg-Marquardt* (LM), com o critério de paragem *Early-Stopping* [3].

Os parâmetros do MOGA foram: 10 % de proporção de imigrantes aleatórios (redes aleatórias) em cada geração, pressão de selecção (número provável de cópias do melhor indivíduo) de 2, taxa de cruzamento de 0,7 e taxa de sobrevivência de 0,5.

A validação dos modelos, após a execução do MOGA, foi conseguida usando um terceiro grupo de dados, chamados dados de validação. Estes dados resultam da medição efectuada com 2 Watt/cm^2 de intensidade. Tal como nos dados de treino e teste foi

necessário normalizar os dados de validação para uma gama entre 0 e 1 tendo em vista a sua aplicação às RBFNN.

ARX e sua construção: O modelo ARX mais usado é definido como uma simples equação diferença:

$$y(t)+a_1 y(t-1)+\cdots+a_{na}y(t-na)= \\ b_1 u(t-nk)+\cdots+b_{nb}u(t-nk-nb+1) \quad (3)$$

Este modelo relaciona a entrada corrente y(t) com um número finito de valores passados da saída y(t-k) e da entrada u(t-k). A estrutura do modelo é inteiramente definida por 3 parâmetros: número de pólos (na), número de zeros (nb-1) e tempo de atraso do sistema (nk). Neste trabalho os coeficientes $\{a_i\}_{i=1}^{na}$ e $\{b_i\}_{j=1}^{nb}$ foram obtidos no sentido dos mínimos quadrados (*Least Squares*) .

Resultados

Nesta secção são apresentados os melhores modelos neuronais obtidos com o MOGA, referidos como "modelos preferidos" [3] e também o melhor desempenho obtido com um modelo ARX (modelação linear). Em ambas as estratégias de modelação foram usados os mesmos conjuntos de dados.

O conjunto dos modelos preferidos é composto por 11 modelos. As entradas e outras características destes modelos encontram-se apresentadas nas Tabelas 2 e 3, respectivamente.

Tabela 2: Entradas dos modelos preferidos

Nº	Entradas (*Lags* das variáveis I_m e T)	
	I_m	T
1	4, 21, 25	1, 3, 5, 14, 32, 39, 41
2	0, 2, 4, 21, 27,41	1, 5, 6, 11, 15, 22, 23, 29, 39, 46, 47
3	32, 35, 36, 37, 40	1, 5, 6, 7, 14, 15, 17, 19, 20, 22, 31,35,39,43,45
4	19, 22, 32	1, 6, 7, 20, 21, 28, 31, 35
5	9, 32, 39, 43	1, 6, 12, 15, 20, 21, 22, 24, 35
6	6, 32	1, 6, 20, 25, 29, 30, 34, 40, 43, 44
7	0, 26	1, 3, 6, 9, 15, 20, 28, 31, 41
8	0, 8, 20, 35	1, 3, 4, 6, 8, 9, 20, 28, 35, 40, 41, 46
9	0, 10, 42	1, 4, 5, 6, 8, 9, 31, 40, 42, 47
10	19, 45	1,8,13,22
11	1, 29, 34	1, 4, 6, 8, 13, 14, 18, 23, 29, 35, 38, 45, 46

Os números na Tabela 2 referem-se aos atrasos (*lags*) das variáveis I_m e T considerados como entradas. Por exemplo o modelo 10 tem como entradas: I_m(k-19), I_m(k-45), T(k-1), T(k-8), T(k-13) e T(k-22).

Na Tabela 3, as colunas R_{ee}, R_{ue}, ||W||, #Neu. e RMSE Val., apresentam o valor do máximo da autocorrelação dos erros, o máximo da correlação cruzada entre os erros e as entradas, a norma dos pesos lineares ($\{\alpha_i\}_{i=1}^{n}$), o número de neurónios dos modelos e o RMSE no conjunto de validação, respectivamente. Os valores a negrito indicam que a meta associada à característica em questão foi cumprida.

Tabela 3: Outras características dos modelos preferidos e respectivas metas definidas no MOGA (**NA**=Não Atribuída)

Nº	RMSE Treino	RMSE Teste	R_{ee}	R_{ue}	||W||	# Neu.	RMSE Val.
1	0,0009	0,0034	0,1460	**0,0903**	4,8464	6	0,0083
2	0,0006	0,0047	0,1284	**0,0554**	1,4606	6	0,0081
3	0,0008	0,0135	**0,0818**	**0,0990**	11,997	15	0,0258
4	0,0009	0,0032	0,1441	0,1104	2,8490	4	0,0056
5	0,0009	0,0074	0,1180	0,1134	4,4526	13	0,0101
6	0,0009	0,0086	0,1016	0,1057	3,5580	6	0,0076
7	0,0007	0,0039	0,1328	**0,0609**	5,1444	6	0,0067
8	0,0006	0,0081	0,1254	**0,0656**	1,1145	10	0,0109
9	0,0006	0,0045	0,1314	**0,0647**	1,4266	6	0,0068
10	0,0009	0,0090	0,1200	**0,0723**	14,251	7	0,0131
11	0,0009	**0,0026**	0,1511	**0,0763**	9,9399	4	0,0027
Meta	**NA**	**0,003**	**CI=0,1**	**CI=0,1**	**NA**	**NA**	

O melhor modelo obtido com a estratégia ARX, considerando um varrimento de 48 atrasos (na=1,...,48, nb=1,...,48) para cada variável e um atraso nulo para a entrada (nk=0), apresenta um RMSE no conjunto de validação de 0,0253 e um erro absoluto máximo de 2,1 ºC.

Discussão

Analisando a Tabela 2 é possível verificar que o MOGA seleccionou como entradas poucos atrasos de I_m (intensidade) e muitos atrasos de T (temperatura). A entrada T (k-1) aparece em todos os modelos, o que demonstra a elevada dependência da temperatura actual (T(k)) da temperatura nos 10 segundos anteriores. A temperatura atrasada de 6 amostras (T(k-6)), ou seja 1 minuto no passado aparece com uma frequência absoluta de 9, revelando assim a sua importância. Os atrasos médios (entre 20 e 40) aparecem com alguma frequência, destacando-se os atrasos 20 e 35 com uma frequência absoluta de 6 e 5, respectivamente. A dependência de T(k) de valores mais atrasados da temperatura é também visível pelo aparecimento de atrasos com valores entre 39 e 47. Por outro lado o MOGA indica que T(k) é muito dependente da intensidade no momento actual (I_m(k)) e da intensidade atrasada de 32 amostras (I_m(k-32)). A fraca predominância de atrasos de I_m e da grande predominância dos atrasos da variável T nos modelos, pode ser explicada pelo facto da intensidade emitida pelo transdutor ser constante durante os 60 minutos de aquecimento e de, a partir de 60 minutos após o início da experiência o aparelho deixar de emitir energia ultrassonora, ou seja, a dinâmica do sistema está somente dependente dos valores passados da temperatura.

Da análise da Tabela 3 é possível verificar que o modelo 11 cumpre 2 das 3 metas (RMSE em teste menor que 0,003 e R_{ue} inferior a CI=0,1) definidas no

MOGA. Este modelo contém também um número reduzido de neurónios e o valor mais baixo de RMSE no conjunto de dados de validação, sendo deste modo considerado o de melhor desempenho. O erro absoluto máximo cometido por este modelo é de 0,2 ºC. A saída estimada por este modelo e estimada pelo melhor modelo ARX encontram-se representadas na Figura 2 em confrontação com os resultados experimentais obtidos com intensidade de 2 Watt/cm^2.

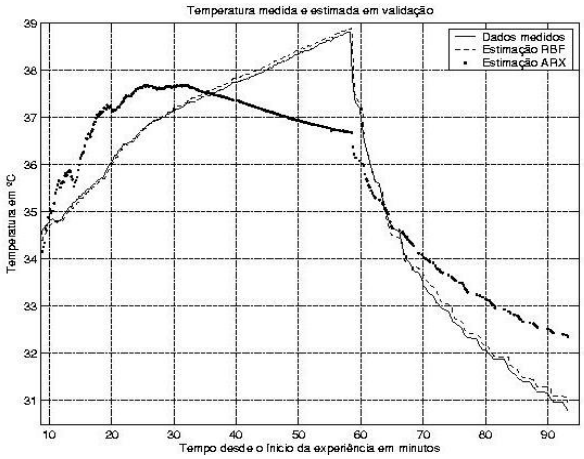


Figura 2: Saída estimada pelo modelo 11 e estimada pelo melhor modelo ARX, confrontadas com o resultado experimental (dados de validação).

Os modelos 1, 2, 4, 6, 7 e 9, apesar de cumprirem uma ou nenhuma das metas, apresentam valores de RMSE em teste, R_{ee} e R_{ue} que se aproximam das metas definidas, sendo também considerados bons modelos. Uma característica comum a todos os modelos referidos anteriormente é o baixo número de neurónios. Este facto indica que a modelação de T(k) em glicerina pode ser conseguida com sucesso utilizando um modelo de complexidade reduzida. Os restantes modelos (3, 5, 8 e 10) apresentam valores de RMSE em validação elevados, o que demonstra uma fraca capacidade de generalização. Todos estes modelos apresentam um número de neurónios elevado, o que pode ser explicado pela tentativa do MOGA de cumprir as metas definidas para R_{ee} e R_{ue}, através do aumento do número de neurónios. Modelos com um elevado número de neurónios tendem a modelar o ruído das entradas, reflectindo-se em valores baixos para R_{ee} e R_{ue}. Um bom exemplo deste fenómeno é o modelo 3. Este tem 15 neurónios (valor máximo definido no MOGA), apresentando valores que cumprem as metas para R_{ee} e R_{ue} mas um valor elevado para o RMSE de teste e de validação.

Através da comparação dos valores de RMSE em validação obtidos com o modelo neuronal Nº 11 e com o modelo ARX e observando o gráfico da Figura 2, é possível verificar que a modelação da dinâmica da temperatura só pode ser conseguida com sucesso usando procedimentos não-lineares. O elevado desempenho obtido na estimação da temperatura pelo método RBFNN, justifica amplamente o tempo computacional dispendido na escolha e treino das RBFNN.

Conclusão

Neste artigo é apresentado um estudo preliminar da aplicabilidade de redes neuronais na modelação (estimação) da temperatura num ponto de um meio homogéneo, tendo como objectivo a determinação de condições seguras de aplicação de terapia ultrassonora, como é o caso da hipertermia. Os resultados apresentados demonstram que este tipo de modelação pode ser realizado com sucesso (erro absoluto inferior a 0,2 ºC) usando modelos neuronais RBFNN (modelação não linear), que conseguem um desempenho de uma ordem de grandeza superior à modelação linear (ARX). Apesar dos dados recolhidos terem origem numa experiência *in vitro* num meio homogéneo, os resultados apontam no sentido das RBFNN poderem trazer melhorias significativas na estimação de temperatura em tecidos biológicos, e em último caso na estimação de temperatura *in vivo* em tempo-real.

Agradecimentos

À Fundação para a Ciência e a Tecnologia, pelo suporte financeiro (bolsa SFRH / BD / 14061 / 2003), Portugal e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Cientifico e Tecnológico (CNPq/CYTED 490.013/03-1), Brasil.

Referências

[1] SIMON, S., VANBAREN, P. and EBBINI E. S., "Two-dimensional temperature estimation using diagnostic ultrasound", *IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control,* vol. 45, pp. 1088-1099, 1998.

[2] TEIXEIRA, C. A., RUANO, M. G. and RUANO, A. E. "Emboli classification using RBF neural networks", *Proc. Sixth Portuguese Conference on Automatic Control,* vol. 2, pp. 631-635, Faro, Portugal, 2004.

[3] FERREIRA, P. M., RUANO A. E. and FONSECA, C. M., "Genetic assisted selection of RBF model structures for greenhouse inside air temperature prediction", *Proc. IEEE Conference on Control Applications, Vols 1 and 2,* pp. 576-581*,* Istanbul, Turkey, 2003.

[4] FONSECA, C. M. and FLEMING, P. J., "Non-linear system identification with multiobjective genetic algorithms", *Proc. 13th IFAC World Congress, vol C,* San Francisco, California, E. U. A., pp. 187-192, 1996.

[5] FONSECA, C. M. and FLEMING, P. J., "Multiobjective optimization and constraint handling with evolutionary algorithms I: A unified formulation", *IEEE Trans. on Systems, Man and Cybernetics-Part A: Systems and Humans,* vol. 28, no. 1, pp. 26-37, 1998.

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN PARA UNA CENTRAL DE MONITOREO

I. Niubó Jorge, M. Mulet Cartaya, T. Gual Martínez y A. Rodríguez Salaver

Instituto Central de Investigación Digital, La Habana, Cuba

e-mail: iniubo@icid.edu.cu

Abstract: Central Station monitoring provides the nursing staff with the ability to oberve the waveforms and to respond to alarms for all the patient in the intensives cares units. The capabilities of the central station system are very important; however the central station can't create the necessary raw data; which is supplied by the bedside monitors. That's why is very important the relationship that bedside monitors establish with the Central Station This work describes a communication protocol created by the authors for the communication among bedside monitors and a Central Station.

***Keywords*: Ethernet, bedside monitor, threads.**

Introducción

Las Centrales de Monitoreo permiten nuevas posibilidades operacionales que incluyen la supervisión de varios pacientes en una pantalla. Lo más frecuente es visualizar en ella, las curvas de cada paciente y los valores de los signos vitales. Las alarmas visuales y audibles están centralizadas y manejadas desde la misma Central de Monitoreo [1].

La información es multi-paciente, o sea, visualización simultánea de todas las camas en una pantalla con la información básica de monitoreo. Las tendencias y eventos de arritmias almacenados en los monitores de cabecera, son transferidos a la Central de Monitoreo junto con todos los valores medidos.

Este sistema está destinado a pacientes que son sometidos a una observación continua, a fin de que puedan ser evaluados para detectar y prevenir estados críticos agudos en estos tipos de salas de cuidado, donde se requiere de un monitoreo continuo, tales como sala de Cuidados Intensivos, Cuidados Cardíacos y de Cuidados Intermedios [2].

Estos sistemas permiten una simple conexión a las redes informáticas del hospital con una alta velocidad de transferencia de los datos clínicos del paciente.

El protocolo de comunicación entre monitores de cabecera y Centrales de Monitoreo no está estandarizado por la conveniencia de los fabricantes de estos sistemas de ofertarlo como un todo. Debido a esto fue necesario crear un protocolo de comunicación para enviar los datos del monitor de cabecera DOCTUS IV a una Central de Monitoreo.

Materiales y Métodos

La Central de Monitoreo GALAXY 8-IV es un sistema que permite la supervisión simultánea de 8 camas asociadas a los monitores de cabecera DOCTUS IV [3]. Entre sus funciones principales tiene la visualización simultánea en una pantalla de las curvas y valores de parámetros fisiológicos de los pacientes, almacenamiento y visualización de eventos de arritmias, tendencias gráficas y tabulares, así como un control centralizado de alarmas audibles y visuales de todos los pacientes conectados al sistema.

La tendencia actual, en cuanto a la conexión de una estación central con los monitores de cabecera, es a través de una red *Ethernet* 10/100 Base T, debido a su alta fiabilidad. Este modelo fue el que seguimos en el diseño de nuestro sistema. En la Figura 1 vemos la conexión en topología estrella de los monitores de cabecera y la Central de Monitoreo utilizando un conmutador.

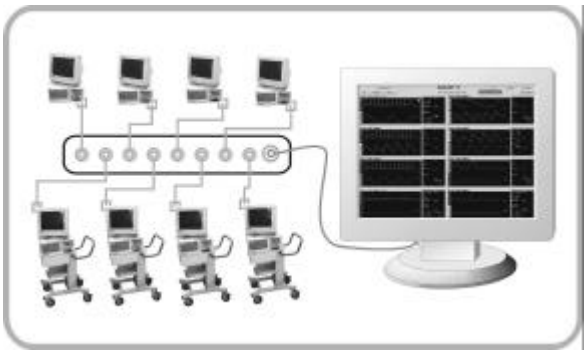


Figura 1. Estructura de red de Galaxy 8-IV

El protocolo de red que se escogió es NetBIOS, el cual pertenece al nivel de sesión del modelo OSI. Se escogió NetBIOS por ser el protocolo más rápido debido al pequeño tamaño de su encabezado y se usa generalmente en redes de menos de 40 nodos [4].

En el envío de la información de los monitores de cabecera a la Central de Monitoreo se escogió el trabajo con datagramas asincrónicos, debido a que los monitores de cabecera pueden estar o no en línea en todo momento y no es conveniente que se vea afectado el procesamiento de la información en los monitores de cabecera.

Para enviar los datos necesarios desde un monitor de cabecera a la Central de Monitoreo, se creó un protocolo de comunicación formado por varios comandos.

Cada comando tiene dos *bytes* de encabezamiento y dos *bytes* de fin de comando. El número de *bytes* y la estructura de cada comando varía en dependencia de su función y los datos que son necesarios que se envien desde el monitor de cabecera hacia la Central de Monitoreo. La Figura 2 muestra la estructura del comando que envia los datos de las señales biomédicas.

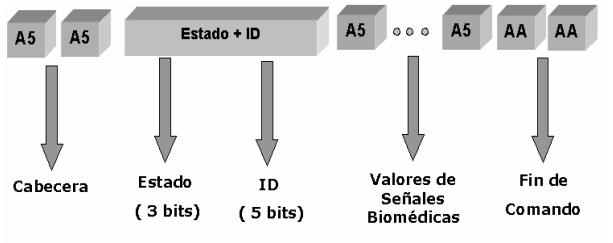


Figura 2. Comando Señales Biomédicas

Los comandos del protocolo de comunicación se pueden agrupar en dos tipos de comandos: de configuración y permanentes.

Los comandos de configuración son aquellos que se envían cada vez que hay cambios en las configuraciones del monitor de cabecera o en la condición del mismo. Ver Tabla 1.

Tabla 1: Comandos de configuración

Comando	Descripción
1	Nuevo paciente
2	Valores límites de alarma por parámetros
3	Habilitación de alarma audible por parámetros
4	Límite de alarma para los eventos de taquicardia y bradicardia
5	Selección de eventos de arritmias
6	Habilitación de alarma audible por eventos de arritmias
7	Sensibilidad de las curvas y los rótulos de las presiones invasivas
8	Estado de Espera
9	Borrar todos los eventos de arritmias
10	Borrar todas las tendencias

A partir de estos comandos de configuración se puede conocer desde la Central de Monitoreo la configuración del monitor de cabecera. Esta información es importante pues desde ella la enfermera o el médico pueden valorar si el monitor de cabecera está adecuadamente configurado para el tipo de paciente que se encuentra monitoreado por él.

Los comandos permanentes son aquellos que se envían constantemente por el monitor y que se corresponden con las señales biomédicas, parámetros fisiológicos, alarmas, eventos de arritmias y tendencias. Ver Tabla 2.

Tabla 2: Comandos permanentes

Comando	Descripción
11	Señales biomédicas
12	Valores de los parámetros fisiológicos
13	Indicación de alarma audible por parámetros.
14	Indicación de alarma audible por eventos de arritmias.
15	Valores de las tendencias de todos los parámetros fisiológicos.
16	Eventos de arritmias y su clasificación.

Con estos comandos se envía en tiempo real la información de monitoreo ya procesada por los monitores de cabecera. Un aspecto importante es que el envío de estos comandos no debe alterar el tiempo real de los monitores de cabecera, de ahí la importancia de que la estructura de los comando sea fácil de llenar a partir de los datos que almacena el monitor de cabecera.

Las señales biomédicas son almacenadas con una frecuencia de muestreo de 200Hz, lo que hace que se obtenga una muestra cada 5ms. Para evitar sobrecargar el flujo de datos el comando de señales biomédicas se envía cada 55ms que es cuando se actualiza la información en pantalla. De esta forma se envía en un solo comando la información de todas las señales biomédicas a la vez y con 11 valores cada una.

Los valores de los parámetros fisiológicos se envían en un comando en el momento de la actualización en pantalla, cada 1 segundo. De esta forma se envían todos los parámetros en un sólo comando.

Los parámetros fisiológicos incluyen: frecuencia cardiaca (FC), frecuencia respiratoria (FR), saturación de oxigeno (SpO2), capnografía (etCo2), Presión no invasiva (PNI), y dos presiones invasivas (PI). En el caso de las alarmas, éstas sí son transmitidas en el momento en que ocurren debido a la importancia de las mismas en este tipo de sistema.

La Central de Monitoreo tiene que ser capaz de recibir todos los comandos, antes mencionados, sin perder información de los 8 monitores de cabecera.. Esto es fundamental ya que la función principal de la misma es visualizar todos los datos enviados por los monitores de cabecera. y responder ante cualquier alarma.

El *software* de la Central de Monitoreo se desarrolló sobre ambiente Windows XP, aprovechando las técnicas de programación multihilos. Se utilizó un hilo de procesos para la adquisición de los datos de cada uno de los 8 monitores de cabecera.

En cada hilo de adquisición de datos se realiza el análisis completo de la información de cada monitor de cabecera, así como el tratamiento de las alarmas audibles y visuales. La función principal del hilo de adquisición de datos es mantenerse constantemente recibiendo los datos desde el monitor de cabecera.

Una vez recibido un comando, se analiza siguiendo la definición del protocolo de comunicación creado a tal efecto, se realiza el chequeo de los datos y se efectuan las acciones necesarias según la interpretación del comando.

Resultados

El objetivo principal de este trabajo es la creación de un protocolo de comunicación que permita enviar la información a una Central de Monitoreo y que además nos permita satisfacer todas las necesidades en las salas de terapia intensiva y demás áreas de aplicación según el estado del arte actual [5].

Las prestaciones definidas en la Central de Monitoreo Galaxy 8-IV son:

- Centralizar la información proveniente de los monitores de cabecera.
- Control de alarmas audible y visual de forma centralizada.
- Ofrecer facilidades de visualización de todos los datos enviados por los monitores de cabecera a través de una interfaz de usuario configurable y fácil de usar.
- Permitir la conexión remota a la red hospitalaria.

Para comprobar que se logró el objetivo propuesto se definieron un conjunto de pruebas con una Central de Monitoreo y 8 monitores de cabeceas DOCTUS IV conectados en topología tipo estrella. Estas pruebas estaban destinadas a comprobar la efectividad del protocolo de comunicación y la adquisisción de los datos en hilos de procesos independientes [6]. Ver las pruebas en la Tabla 3

Tabla 3: Grupo de Pruebas

Prueba	Objetivo de la prueba
1	Comprobar la detección de un monitor de cabecera apagado o desconectado de la red
2	Comprobar la recepción de datos de los monitores independientemente de que dicho monitor no se esté visualizando en la pantalla de la Central de Monitoreo en ese momento.
3	Comprobar la recepción de las Configuraciones, Tendencias y Eventos de un monitor de cabecera.
4	Comprobar la emisión de alarmas audibles y visuales por parámetros fisiológicos y eventos de arritmias de un monitor de cabecera

Discusión

Estas pruebas son un subconjunto de las pruebas clínicas que se le realizaron al sistema al finalizar la etapa de prototipo. Se escogieron éstas por estar relacionadas con el objetivo principal del trabajo.

La pruebas obtuvieron un 100 % de efectividad y nos permitieron comprobar:

- El empleo de la configuración de la red *Ethernet* 10/100 Base T en topología estrella y el protocolo de red NetBios.
- El protocolo de comunicación creado para la transmisión y recepción de los datos
- El empleo de la programación multihilos que permitió la adquisición de los datos y la supervisión de forma simultánea de varios pacientes sin afectar su representación en pantalla y sin pérdidas de información.
- El diseño de la interfaz usuario para ejecutar las prestaciones definidas para la central de monitoreo.

En la Figura 3 se muestra una pantalla de la interfaz usuario de Galaxy 8-IV donde se muestran a la derecha la información recibida de 4 monitores de cabecera con dos curvas cada uno y a la izquierda una vista completa de todos los datos de un monitor de cabecera que puede o no estar incluido en los 4 monitores que se están observando en la derecha.

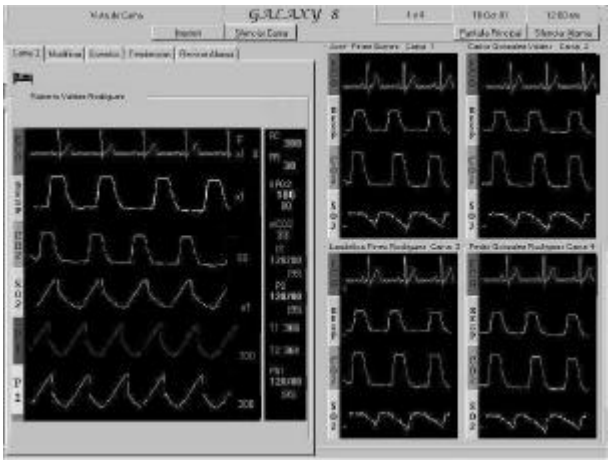


Figura 3. Pantalla de Galaxy 8-IV

Conclusión

Las Centrales de Monitoreo hoy en día son indispensables en las salas de terapia y cuidados cardíacos y cuidados intermedios. El uso de la Central de Monitoreo GALAXY 8-IV permite incorporar al Monitor de Cabecera DOCTUS IV a este tipo de monitorización, lo cual constituye una herramienta útil y cómoda para la atención a pacientes críticos de forma centralizada.

Actualmente se encuentran instalados dos sistemas GALAXY 8-IV en fase de validación para la obtención del Registro Médico en el Centro de Control Estatal de Equipos Médicos.

Uno de estos sistemas se encuentra en una Sala de Cuidados Intensivos de Neonatología y el otro en una Sala de Cuidados Cardiacos con buenos resultados.

Referencias

[1]. ECRI: "Central Station Monitors and Networks"; Health Devices, 21(3-4):86-95, 1992.

[2]. NIUBÓ I, CRUZ A, "Evaluación de un monitor de paciente", Rev Cubana Invest Biomed. 20(2): 128-35, 2001.

[3]. NIUBÓ I, CRUZ A, GARCÍA M.,"Arquitectura del Monitor de Signos Vitales", Universidad, Ciencia y Tecnología, 4(14): 77-83, 2000.

[4]. BUX, W.: "Local Area networks: A performance Comparison", IEEE Transactions on Communications, 29(10), 1981.

[5]. ISO/TC Standard: Human Factors Engineering Guidelines and Preferred Practices for the Design of Medical Devices, ISO/TC 210(10), 1994.

[6]. NIUBÓ I, MULET M, GUAL T, RODRÍGUEZ A, "Designing a Communication Protocol for a Central Monitoring System", The 25th Silver Anniversary International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, Cancún, Mexico, pp. 1425-1428, 2003.

DISEÑO DE UNA INTERFAZ USUARIO PARA UNA CENTRAL DE MONITOREO

M. Mulet Cartaya, I. Niubó Jorge, T. Gual Martínez y A. Rodríguez Salaver

Instituto Central de Investigación Digital, La Habana, Cuba

e-mail: mmulet@icid.edu.cu

Abstract: The Central Station monitoring provides the medical and paramedical personal to observe the waveforms and to respond to the patient alarms in the intensives cares units. This doesn't substitute the bedside monitoring. The information in central station is multi-patient, that is, bedside monitors can be simultaneously supervised at central station in a screen with the basic monitoring information. Visual alarms and audible indicators are present for all monitored patient parameters. This paper describes the user interface for a central station using the multithreads programming.

***Keywords*: Bedside monitor, Central Station, physiologic parameters.**

Introducción

Las Centrales de Monitoreo de pacientes se utilizan para la supervisión en tiempo real del ECG y los signos vitales de varios monitores de cabecera conectados a ella. El área más frecuente de uso de las Centrales y los monitores de cabecera es la Sala de Cuidados Intensivos. Sin embargo, también son aplicables a otras áreas tales como las salas de Cuidados Cardíacos y de Cuidados Intermedios [1].

Las Centrales de Monitoreo permiten nuevas posibilidades operacionales que incluyen la supervisión de varios pacientes en una pantalla grande de color. La información es multi-paciente, o sea, visualización simultánea de todas las camas en una pantalla con la información básica de monitoreo.

La Central de Monitoreo de pacientes debe tener una interfaz de usuario amistosa, fácil de usar, fácil de aprender, fácil de configurar y operar, así como con una fácil interpretación de la información que se muestra en la pantalla. Es recomendable que la interfaz de usuario sea similar a la de los monitores de cabecera, para así facilitar su utilización.

El uso de la Central de Monitoreo GALAXY 8-IV permite incorporar al Monitor de Cabecera DOCTUS IV a este tipo de monitorización, lo cual constituye una herramienta útil y cómoda para la atención a pacientes críticos de forma centralizada y permitiendo además la comunicación con una red informática que maneje información clínica, lo que se conoce en la actualidad como HIS (Sistemas de Información Hospitalaria) [2].

Materiales y Métodos

La evolución de los sistemas operativos ha dado un gran aporte en las áreas de computación e instrumentación biomédica, específicamente en el diseño de monitores de parámetros fisiológicos y Centrales de Monitoreo.

Gracias a los sistemas operativos de multitareas con interfaces gráficas amigables, se han logrado implantar algoritmos que aprovechan de una forma eficaz todos los recursos de la computadora. Por una parte este hecho presenta una clara ventaja: la programación de la interfaz entre el usuario y el sistema es sencilla, por ser orientada a objetos. Cada objeto se basa en propiedades y métodos fáciles de manejar [3].

Las prestaciones que brinda una Central de Monitoreo son muy importantes, pero ella no puede crear los datos que no sean suministrados por los monitores de cabecera. Es por ello muy importante la relación que establecen los monitores de cabecera con la Central de Monitoreo.

La Central de Monitoreo GALAXY 8-IV es un sistema de vigilancia de uso médico. Permite interconectar hasta 8 Monitores de Cabecera DOCTUS IV a una computadora que funciona como Central de Monitoreo a través de una red *Ethernet* 10/100 Base T con topología estrella [4].

Entre sus funciones principales tiene la visualización simultánea en una pantalla de las curvas y valores de parámetros fisiológicos de los pacientes, datos personales de los mismos, almacenamiento y visualización de eventos de arritmias, tendencias gráficas y tabulares, así como un control centralizado de alarmas audibles y visuales de todos los pacientes conectados al sistema.

La Central de Monitoreo GALAXY 8-IV constituye una herramienta útil y cómoda, con una interfaz usuario configurable y fácil de usar.

Para ello se desarrolló el *software* Galaxy 8 sobre ambiente Windows XP, en Delphi 6.0 utilizando técnicas de programación de objetos e hilos para diferentes procesos.

La utilización de hilos de programación constituye una solución satisfactoria, ya que los algoritmos secuenciales emplean una gran cantidad del tiempo del procesador en representar los datos en pantalla , además

de ser necesario independizar la adquisición de datos desde los monitores, de su visualización en pantalla.

El *software* Galaxy 8, que se ejecuta en la Central de Monitoreo, está constituido por:

- un hilo principal, responsable de la interfaz usuario.
- un hilo para la visualización de las señales biomédicas y parámetros fisiológicos.
- 8 hilos adicionales para la adquisición de los datos correspondientes a cada monitor de cabecera.
- un hilo para la impresión.

Las prestaciones de la Central de Monitoreo se definieron con una interfaz de usuario que fuera amigable, ya que su uso está destinado a personal médico y paramédico. Además, se tuvo en cuenta que la misma debe satisfacer todas las necesidades de una Central de Monitoreo en una sala de terapia según el estado del arte [5].

Las prestaciones definidas en el GALAXY 8-IV son:

- Centralizar la información proveniente de los monitores de cabecera.
- Ofrecer facilidades de visualización de curvas y valores de parámetros fisiológicos de todos los monitores de cabecera a través de diferentes Vistas de Grupo.
- Ofrecer facilidades de configuración de la interfaz usuario.
- Ofrecer facilidades de visualización e impresión de la información de un paciente en específico: curvas, parámetros, estado de los parámetros, tendencias tabulares y gráficas, así como eventos de arritmias y configuraciones de alarmas recibidas.
- Control de alarmas audible y visual de forma centralizada.
- Permitir la conexión remota de una microcomputadora personal conectada al concentrador o conmutador o a la red hospitalaria (opcional).

La interfaz usuario de la Central de Monitoreo, se divide en tres tipos de pantallas fundamentales: la pantalla principal, las pantallas de Vista Cama y las pantallas de Vistas de Configuración.

La pantalla principal es una de las 5 posibles Vistas de Grupo, entienda como Vistas de Grupo a las opciones de visualización que permiten personalizar a la Central de Monitoreo de acuerdo a las necesidades de cada sala. En ella se despliegan curvas, valores de parámetros, mensajes de estado, indicadores y mensajes de alarma para pacientes de los monitores de terapia entre otros.

A cada monitor de cabecera se le asigna un número de cama. La información que se ofrece por cada cama, depende de la Vista de Grupo visualizada y de su configuración.

En dependencia de la Vista de Grupo seleccionada se muestran más camas y menos datos de curva por cama (paciente) o menos camas y más datos de curvas. Ver la Tabla 1.

Tabla 1: Vistas de Grupo

Vista de Grupo	Interpretación en pantalla
8x2	8 camas con 2 curvas de 4 s
8x1	8 camas con 1 curva de 8 s
4x4	4 camas con 4 curvas de 4 s
4x2	4 camas con 2 curvas de 8 s
2x4	2 camas con 4 curvas de 8 s

Una Vista de Grupo, solamente muestra a los pacientes que están asignados por configuración a esa Vista de Grupo vigente, aunque mantiene la vigilancia sobre todas las camas que están conectadas a ella. En la Figura 1 se muestra una Vista de Grupo de 4x4.

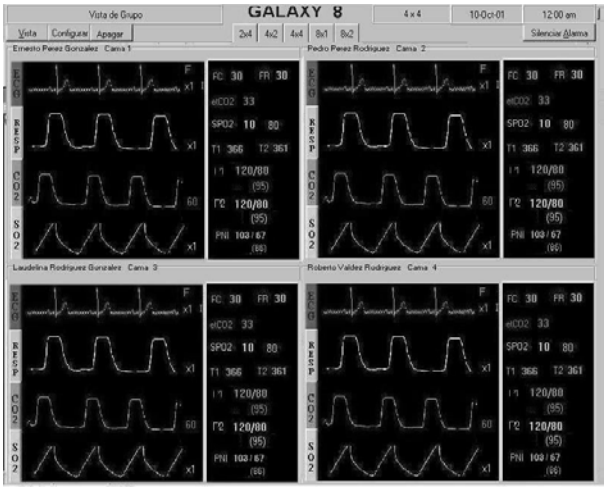


Figura 1: Vista de Grupo 4X4

Se puede cambiar de Vista de Grupo de forma dinámica y en tiempo real a través de iconos o a través de la barra de menús de la interfaz usuario. Esto le permite flexibilidad, permitiendo adecuar las tareas de vigilancia en cada momento según las necesidades de la sala.

Otro tipo de pantalla de la interfaz usuario son las correspondientes a las Vistas de Configuración. Mediante ellas se asignan las camas a cada cuadro para las diferentes configuraciones de Vista de Grupo. De igual forma se pueden seleccionar rápida y eficazmente las diferentes curvas para cada cama dentro de una Vista de Grupo.

Para facilitar la asignación de curvas se muestra la cama que le corresponde a cada cuadro en la Vista de Grupo que se está configurando.

Para facilitar la asignación de las camas, a medida que se cambian, se muestra la disposición de las mismas en los cuadros por Vista de Grupo.

Como se observa en la Figura 2, cuando se muestra una pantalla de Configuración o Asignación, ésta aparece en la mitad izquierda de la pantalla. Toda la información de Vista de Grupo se desplaza a la mitad derecha, para que en ningún momento se interrumpa la

vigilancia de las camas. A esto lo denominamos pantalla dividida.

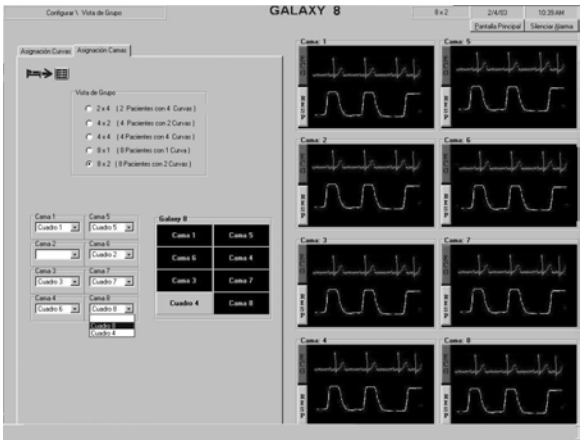


Figura 2: Menú Configurar con opción Asignación de Camas por Vistas de Grupo

Cuando hay pantalla dividida la Vista de Grupo vigente sufre algunos cambios respecto a la cantidad de segundos por curva y cantidad de parámetros a mostrar.

Además dentro del grupo de pantallas de configuración tenemos la pantalla de configuración del impresor, donde se introducen los datos especifícos del impresor a utilizar.

Existe también dentro de este grupo una pantalla donde se brinda el número IP de la computadora remota a la cual se va a conectar la Central.

Otro tipo de pantallas de la interfaz de usuario son las pantallas de Vista Cama**,** que aparecen también en pantalla dividida. Estas pantallas permiten ver en detalle una cama en específico. Puede escogerse cualquiera de las 8 camas conectadas a la red aunque ésta no esté en ese momento en la Vista de Grupo actual.

En las pantallas de Vista Cama se pueden introducir o modificar los datos del paciente, así como observarse todas las curvas recibidas desde el monitor, la tabla de eventos de arritmias, las configuraciones de arritmias y alarmas, los valores de los límites de alarma por parámetros y las tendencias tabulares y gráficas de cada parámetro. También se puede imprimir un reporte con las curvas, parámetros y datos generales del paciente a partir de estas pantallas.

Resultados

El objetivo principal de este trabajo es el diseño de una interfaz usuario que cumpla con las necesidades de las Centrales de Monitoreo en sus áreas de aplicación.

Para ello se definieron un conjunto de pruebas de laboratorio donde se conectaron 8 monitores de cabecera a un concentrador y una microcomputadora donde estaba trabajando la aplicación Galaxy 8.

La Tabla2 enumera una serie de pruebas realizadas, con el objetivo a cumplimentar y la descripción de cómo realizar las pruebas.

Tabla 2: Pruebas de interfaz usuario

# de prueba	Objetivo	Método
1	Vistas de Grupo: 2x4, 4x2, 4x4, 8x1, 8x2	Cambiar desde el menú Vista/Grupo las diferentes Vistas de Grupo y comprobar que se recibe la información de igual forma.
2	Vista Cama: curvas, tendencias y eventos	Seleccionar desde el menú Vista/Cama una cama, y revisar toda la información proveniente de la cama.
3	Asignación de camas	Seleccionar desde el botón Configurar/Vista de Grupo y activar la ficha de Asignación de cama. Cambiar las camas por cada Vista de Grupo. Luego ir a las Vistas de Grupo y revisar las camas asignadas.
4	Configuración de curvas para diferentes camas en diferentes Vista de Grupo.	Seleccionar desde el menú Configurar/Vista de Grupo y activar la ficha de Vista de Grupo Seleccionar diferentes curvas en las camas para diferentes Vistas de Grupo.
5	Impresión de las curvas y parámetros	Ir a una Vista Cama y dar al botón de imprimir estando en la opción de curvas y parámetros

En la prueba 1 se mostraron las diferentes Vistas de Grupo**:**

- ✓ 2x4: 2 camas con 4 curvas
- ✓ 4x2: 4 camas con 2 curvas
- ✓ 4x4: 4 camas con 4 curvas
- ✓ 8x1: 8 camas con 1 curva
- ✓ 8x2: 8 camas con 2 curvas

Pudo comprobarse que todas las camas mostradas en las diferentes Vistas de Grupo mantenían una velocidad de barrido constante de 25 mm/seg. Se vió, además, que podían cambiarse de forma rápida y efectiva las diferentes Vistas de Grupo sin perderse la información de las camas.

En la prueba 2 se comprobó que la Vista Cama era independiente de si la cama estaba o no en la Vista de Grupo escogida en ese momento.

En esta Vista Cama pudieron observarse todas las curvas recibidas, los parámetros fisiológicos, las tendencias en forma tabular y gráfica, así como los eventos de arritmias.

En la prueba 3 pudo comprobarse que la asignación de las camas se correspondía con las camas mostradas en las Vistas de Grupo seleccionadas.

Esta opción permite asignar las camas en dependencia de las necesidades de la sala.

Pudo comprobarse con la prueba 4 que pueden mostrarse diferentes curvas en diferentes camas en una misma vista de grupo y que a su vez pueden diferir para cada Vista de Grupo, esto da mucha flexibilidad pues permite ajustar las curvas a las necesidades de cada cama.

Con la prueba 5 se comprobó la impresión de toda la información de curvas y paramétros almacenada de una cama, así como sus tendencias gráficas.

Discusión

Estas pruebas son un subconjunto de las pruebas clínicas que se le realizaron al sistema al finalizar la etapa de prototipo. Se escogieron éstas por estar relacionadas con el objetivo principal del trabajo.

Las pruebas obtuvieron un 100 % de efectividad y nos permitieron comprobar:

- El diseño de la interfaz usuario para ejecutar las prestaciones definidas para una Central de Monitoreo según el estado del arte actual.
- La programación multihilos que permitió almacenar de forma simultánea y en tiempo real, la información proveniente de todos los monitores conectados a ella, sin pérdidas de información
- La efectividad de la estructura de programa y definición de las clases para almacenar y visualizar en pantalla de forma simultánea y en tiempo real, la información proveniente de todos los monitores conectados a ella.

Conclusión

En este trabajo se describió el diseño de la interfaz usuario de la Central de Monitoreo GALAXY 8IV y una discusión de los resultados de las pruebas realizadas para comprobar la efectividad de la misma.

La interfaz usuario diseñada permite monitorear 8 camas con Monitores de Cabecera DOCTUS IV y una Central de Monitoreo, brindando una diversidad de prestaciones a la altura del estado del arte que redundan en la elevación de la calidad de los servicios.

La Central de Monitoreo cumple con los requisitos establecidos por las normas [5,6].

Actualmente se encuentran instalados dos sistemas GALAXY 8-IV en fase de validación. que posibilitan la obtención de la Categoría de Equipos Médicos correspondiente, que otorga el Centro de Control Estatal de Equipos Médicos.

Referencias

[1]. B. KOHN: "Patient Monitors", Medical Electronics, Issue 167 pp. 124-131, 1997.

[2]. PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, "The Continuous Patient Records", International Hospital, Equipment & Solutions, 28(5): 23, 2002.

[3]. A. TANEMBAUM "Sistemas Operativos Modernos" Editorial Prentice Hall. Madrid, España, pp.44-53, 1992.

[4]. NIUBÓ I, MULET M, GUAL T, RODRÍGUEZ A, "Designing a Communication Protocol for a Central Monitoring System", The 25th Silver Anniversary International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, Cancún, Mexico, pp. 1425-1428, 2003.

[5]. ECRI: "Central Station Monitors and Networks"; Health Devices, 21 (3-4):86-95, 1992.

[6]. ISO/TC Standard: Human Factors Engineering Guidelines and Preferred Practices for the Design of Medical Devices, ISO/TC, 210 (10), July 1994.

SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE FORMA DE ONDA DE DIÂMETRO EM TEMPO REAL USANDO ULTRA-SOM PULSO-ECO

A. R. Macedo, J. C. Machado e M. N. Souza

Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ) /Instituto Alberto Coimbra de Pós-graduação e Pesquisa de Engenharia (COPPE)/ Programa de Engenharia Biomédica (PEB), Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: adriana@peb.ufrj.br

Abstract: Endothelial dysfunction reveals vascular injury precociously. Detecting the first signs of vascular injury is a goal to improve treatments and injury mechanism knowledge, diminishing the morbidity and mortality by cardiovascular diseases. Diameter values are used to estimate vessel mechanical properties, which are endothelium-dependent. This work presents a system for measuring vessel diameter waveform in real-time using ultrasound echo-tracking. The system hardware was developed to optimize the ultrasound signal and minimize computer requirement and the software to capture the diameter waveform. The monitoring system was evaluated in vitro and it is capable of detecting the movement of the interfaces.
***Palavras Chaves*: Echo-tracking, ultrasound, diameter waveform, real-time**

Introdução

As células endoteliais liberam substâncias que controlam as dimensões e a resistência do vaso através da contração ou relaxamento da musculatura lisa vascular, regulando o fluxo sanguíneo [1]. Alterações na função endotelial precedem mudanças na estrutura da parede vascular, assim como os sinais clínicos e sintomas de acometimento cardiovascular [2, 3]. Acredita-se que esta disfunção desencadeie alterações vasculares mais importantes [4, 5]. Desta forma, o estudo da função endotelial possui papel importante para detecção, prevenção e controle das doenças cardiovasculares, que representam a principal causa de morbidade e mortalidade nos dias atuais [4]. Métodos como hiperemia reativa, exercício, aquecimento tecidual, estresse mental e drogas vasodilatadoras ou vasoconstrictoras são utilizados para induzir a atividade endotelial [6], permitindo a avaliação da dinâmica endotélio-dependente das propriedades elásticas e de distensivas da parede do vaso. Estas propriedades dependem de parâmetros, como diâmetro arterial e espessura da camada vascular íntima-média, que podem ser obtidos de forma não-invasiva por ultra-som.

Monitorar o diâmetro arterial em tempo-real permite melhorar e acompanhar a qualidade do sinal desejado [7], através de ajustes no posicionamento do transdutor e na fixação dos segmentos do paciente, para posterior análise da mecânica vascular. Hiltawsky e Ermert [8] usaram ultra-som em modo-B para processamento em tempo-real das imagens e obtenção de informações de diâmetro. Todavia, não registraram a forma de onda de diâmetro no tempo. O modo-B tem como desvantagem a dificuldade em extrair informações da imagem em tempo-real [9] devido à solicitação de memória computacional e à necessidade de processamento de imagem, que dificultam a obtenção dos parâmetros desejados de forma rápida [10, 11, 12]. Willink e Evans [13] limitaram a imagem em modo-B a pequenas regiões de interesse, transferidas mais rapidamente ao computador e processadas para obtenção da forma de onda de diâmetro em tempo-real, entre outros parâmetros. Tortoli *et al*. [7] obtiveram a forma de onda de diâmetro em tempo-real usando ultra-som Doppler. O diâmetro em um dado instante de tempo é obtido integrando estimativa de velocidade de movimento da parede arterial, informação obtida a partir do desvio do Doppler. A detecção das paredes arteriais foi feita dentro de uma janela de rastreamento móvel. O valor RMS (root mean square) do sinal era calculado e a janela movia-se até que o valor da derivada da amplitude média ultrapassasse um limiar estabelecido. Neste instante, uma das paredes era localizada. A localização da parede oposta era realizada da mesma maneira. O rastreamento da variação de posição das paredes no tempo foi obtido por autocorrelação temporal dos sinais.

O presente trabalho tem por objetivo obter a forma de onda de diâmetro em tempo-real utilizando ultra-som pulso-eco. O rastreamento simultâneo de duas interfaces móveis foi implementado com a utilização do método de cruzamento por um limiar. O sistema de rastreamento e aquisição da forma de onda de diâmetro foi desenvolvido em *hardware* e *software*. O funcionamento do sistema foi testado em um modelo físico (*phantom*) que simula o movimento arterial.

Materiais e Métodos

O sistema de rastreamento e aquisição da forma de onda de diâmetro possui duas etapas. A primeira consiste no processamento do sinal de ultra-som pulso-eco em *hardware*. Esta etapa tem por objetivo otimizar o sinal de eco de ultra-som e minimizar o custo

computacional. A segunda etapa é realizada em *software* e fica incumbida da captura e visualização da forma de onda desejada. O transdutor de ultra-som opera no modo pulso-eco, sendo excitado por um pulsador SR 9000 (*Matec*, EUA), que consiste em uma placa instalada em um microcomputador. O pulsador contém um pré-amplificador cuja saída fornece os sinais de eco. A figura 1 apresenta o diagrama do sistema de tratamento do sinal do pulsador que é feito pela parte de *hardware* e que será sucintamente descrita a seguir.

1ª Etapa – Tratamento do Sinal em Hardware: Na primeira etapa do sistema de monitoração da forma de onda de diâmetro, o sinal passa por um filtro passa-banda centrado em 10 MHz (BW = 2MHz) e por um detector de envoltória. Estes procedimentos visam diminuir a influência de oscilações de baixa freqüência no sinal de saída do pré-amplificador da placa SR 9000, causadas pelo pulso de excitação do transdutor, assim como ressaltar o sinal de eco das paredes do vaso. A figura 2 ilustra a seqüência de sinais envolvidos no processo de obtenção do pulso final, proporcional ao diâmetro arterial. As figuras 2A, 2B e 2C mostram, respectivamente, o sinal de saída do pré-amplificador da placa SR 9000 para um transdutor de ultra-som de 12 MHz, a saída do filtro passa-banda e o sinal de energia. Duas janelas de observação são posicionadas pelo usuário de forma que contenham o eco das paredes anterior e posterior da artéria (Figura 2D). Utilizando a envoltória do sinal é possível localizar as paredes anterior e posterior da artéria, dentro das respectivas janelas de observação, através do método de por cruzamento por limiar, desde que esse limiar esteja acima da amplitude do sinal de eco do sangue, que é cerca de 40 dB inferior à da parede do vaso [14]. O limiar deve também exceder a amplitude do sinal de eco dos tecidos externos ao vaso para que a parede anterior do vaso seja detectada (Figura 2E). O sinal que excede o limiar é transformado em pulsos lógicos (figura 2F). Um circuito digital (lógica combinacional) gera, a partir das informações dos pulsos de limiar, uma janela retangular cuja largura é proporcional ao diâmetro arterial (figura 2G).

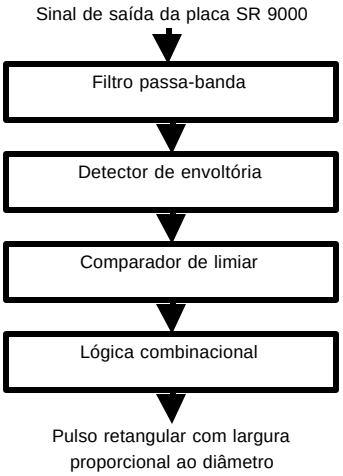


Figura 1: Diagrama de blocos da sistemática de funcionamento do hardware.

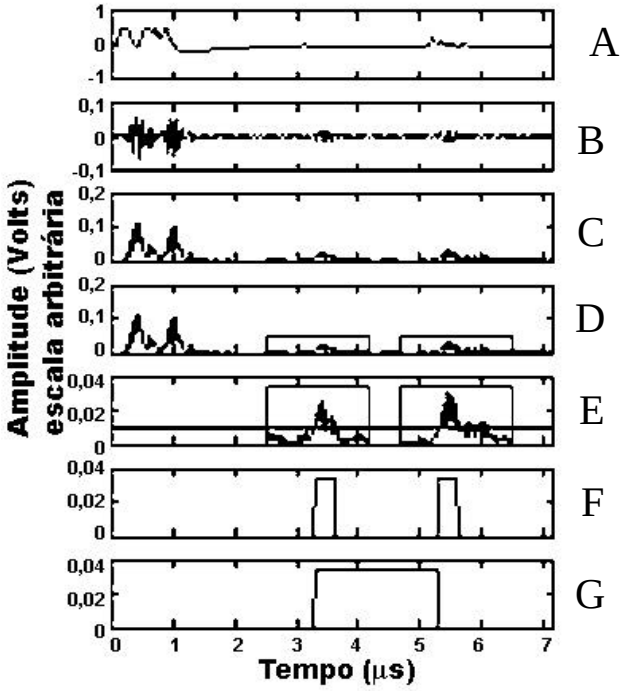


Figura 2: Etapas de processamento do sinal pelo hardware. Sinal original (A), sinal filtrado (B) detector de envoltória (C), janelas de rastreamento (D), janelas sobre os sinais de eco do vaso e limiar para detecção de cruzamentos por zero (E), ecos das paredes transformados em pulsos lógicos (F) e janela retangular com duração proporcional ao diâmetro arterial (G).

A largura da janela retangular é proporcional ao diâmetro (*D*) do vaso segundo a seguinte equação:

$$D = \frac{c \times \Delta t}{2} \qquad (1)$$

onde *c* é a velocidade de propagação do ultra-som no meio e Δt é a largura do pulso retangular.

Informações sucessivas sobre o deslocamento das interfaces paredes/sangue no tempo permitem acessar a forma de onda de diâmetro. Neste caso, foram utilizados algoritmos de *echo-tracking* baseados em cruzamentos por limiar para medição repetida da posição absoluta dos ecos das paredes do vaso.

2ª Etapa – Tratamento do Sinal em Software: Uma placa de aquisição (DAC CARD 6062E, *National Instruments*, USA) é usada para a medição da duração do pulso retangular. Para a obtenção desta duração, foi utilizado como recurso o contador de 20 MHz da placa de aquisição, tendo sido o pulso retangular utilizado como *gate*. São lidos via software os pulsos de 50 ns contidos no intervalo de tempo determinado pela duração do pulso retangular. Um programa desenvolvido em LabView® (National Instruments, EUA), além de efetuar a leitura da contagem dos pulsos, converte essa informação temporal em informação de largura, resultando na forma de onda de diâmetro, que

no caso da artéria é definida como a variação do diâmetro arterial durante o ciclo cardíaco [12].

Protocolo de Teste do Sistema desenvolvido: Para testar o funcionamento do sistema foi utilizado um *phantom* que simula a grande circulação, ou circulação sistêmica, que consiste no trajeto do sangue do ventrículo esquerdo ao átrio direito e é responsável pela nutrição tecidual e a remoção de produtos do catabolismo celular. O modelo físico foi baseado no trabalho de Ferreira *et al*. [15].

O *phantom* consiste em uma bomba hidráulica conectada a uma válvula unidirecional, que simulam respectivamente o ventrículo esquerdo e a válvula aórtica. A bomba é controlada por um circuito eletrônico que permite alterar a duração da ejeção e a freqüência de ejeção. Um dreno de penrose nº 1 (Waltex, Cirúrgica Brasil, Brasil) foi usado para simular o vaso arterial sob observação. O dreno foi posicionado dentro de um recipiente contendo água destilada como meio de propagação para o ultra-som. O aparato utilizado para testar o funcionamento do sistema está ilustrado na figura 3.

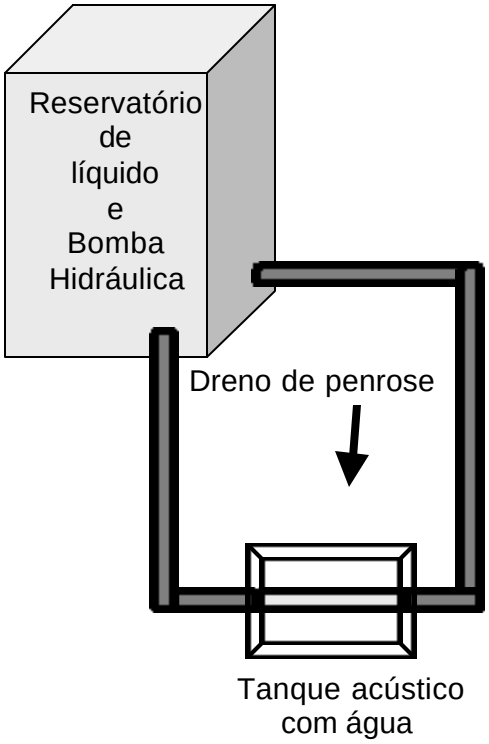


Figura 3: *Phantom* mimetizador do movimento arterial.

Resultado

O transdutor de ultra-som foi excitado e o sinal proveniente do movimento das paredes do dreno na direção de propagação do ultra-som foi registrado pelo sistema. Um resultado preliminar para a forma de onda de diâmetro *in vitro* obtida com o sistema apresentado é mostrada na figura 4.

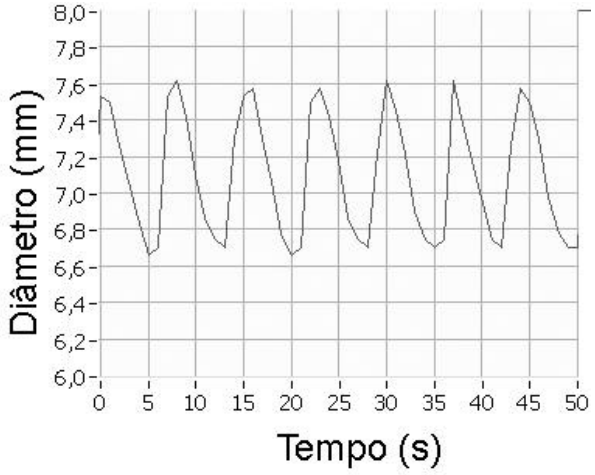


Figura 4: Forma de onda de diâmetro do obtida a partir de um modelo físico de artéria.

Discussão

Considerando a duração do pulso retangular final proporcional ao diâmetro do vaso, a medição sucessiva dessa duração descreve a variação temporal do diâmetro. O sistema proposto para captação desse parâmetro apresenta-se relativamente simples. Não necessita do processamento de imagens, utilizado em modo-B, que torna tal processo lento para aquisição em tempo-real. Também dispensa a imagem do vaso no plano, usada com Doppler para obter informação da orientação do transdutor em relação ao vaso.

O sistema realiza em pré-processamento do sinal de alta freqüência de ultra-som em *hardware*, resultando numa onda retangular de baixa freqüência com largura proporcional ao diâmetro requerido. Apenas a largura do pulso é enviada à placa de aquisição. A placa de aquisição utilizada deve na verdade possuir um contador, com possibilidade de operar através de modo *gate*, que opere com pulsos de freqüência elevada, pois quanto maior a freqüência dos mesmos, melhor a resolução na medição temporal da largura do pulso. No momento a placa utilizada opera com pulsos de 20MHz, fornecendo uma resolução temporal de 50ns na medição da largura de tal pulso. Todavia, o sistema de monitoração de diâmetro deve ser ajustado para uma melhor resolução do sinal desejado. Após as adaptações necessárias, experimentos *in vivo* deverão ser conduzidos para que a performance do sistema seja avaliada em condições reais de medição.

Conclusão

Foi desenvolvido um sistema de aquisição da forma de onda de diâmetro arterial em tempo-real. Este dispensa a imagem bidimensional do vaso e processa os dados de forma relativamente simples utilizando cruzamentos por um limiar para o *echo-tracking*. O sistema ainda precisa ser aperfeiçoado. Adicionalmente, um estudo mais detalhado deve ser conduzido para a

validação do sistema de medição de forma de onda de diâmetro proposto. Em fase posterior, esse sistema será avaliado *in vivo* e aperfeiçoado para análise de parâmetros de mecânica vascular.

Agradecimentos: Ao CNPQ, CAPES e PRONEX pelo apoio financeiro ao projeto.

Referências

[1] LESNIAJK J.P., PAPAMICHAEL C.M., VEMMOS C.N., *et al*., "Peripheral vascular endothelial dysfunction in patients with angina pectoris and normal coronary arteriograms", *J. Am. Coll. Cardiol*., 31(3):541-546, 2001.

[2] PULLIN C.H., WILSON J.F., ASHFIELD-WATT P.A., *et al*., "Influence of methylenetetrahydrofolate reductase genotype, exercise and other risk factors on endothelial function in healthy individuals", *Clin Sci*, 102(1):45-50, 2002.

[3] KUVIN J.T., PATEL A.R., SLINEY K.A., *et al*., "Peripheral vascular endothelial function testing as a noninvasive indicator of coronary artery disease", *J. Am. Coll. Cardiol*., 38(7):1843-1849, 2001.

[4] LUZ P.L. and CESENA F.H.Y., "Prevenção da doença coronariana", *Rev. Soc. Cardiol. Estado de São Paulo*, 11(2):6-18, 2001.

[5] CABALLERO A.E., ARORA S., SAOUAF R., *et al*., "Microovascular and macrovascular reactivity is reduced in subjects at risk for type 2 diabetes", *Diabetes*, 48:1856-1862, 1999.

[6] JOYNER M.J., DIETZ N.M., SHEPHERD J.T., "From belfast to mayo and beyond: the use and future of plethysmography to study blood flow in human limbs", *J. Appl Physiol*, 91(6):2431-2441, 2001.

[7] TORTOLI P., BETTARINI R., GUIDI F., *et al*., "A simplified approach for real-time detection of arterial wall velocity and distension", *IEEE Transactions on Ultrasound, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 48(4):1005-1012, 2001.

[8] HILTAWSKY K.M., ERMERT H., "Measurement of flow-mediated vasodilatation using kalman filtering", *IEEE Ultrasonics Symposium*, Monique, 2002, pp. 1747-1750, 2002.

[9] HOEKS A.P.G., BRANDS P.J., SMEETS F.A.M., RENEMAN R.S., "Assessment of the distensibility of superficial arteries", *Ultrasound in Med. & Biol*., 16(2):121-128, 1990.

[10] MEINDERS, J.M., BRANDS, P.J., WLLIGERS, J.M., *et al*., "Assessment of the spatial homogeneity of artery dimension parameters with high frame rate 2-D B-mode", *Ultrasound in Med. & Biol*., 27(6):785-794, 2001.

[11] GRAF S., GARIEPY J., MASSONNEAU, *et al*., "Experimental and clinical validation of arterial diameter waveform and intimal media thickness obtained from B-mode ultrasound image processing", *Ultrasound in Med. & Biol*., 25(9):1353-1363, 1999.

[12] STADLER, R.W., TAYLOR, J.A., LEES, R.S., "Comparison of B-mode, M-mode and echo-tracking methods for measurement of the arterial distension waveform", *Ultrasound in Med. & Biol*., 23(6):879-887, 1997.

[13] WILLINK, R., EVANS, D.H., "Volumetric blood flow measurement by simultaneous Doppler and B-mode image processing: a feasible study", *Ultrasound in Med. & Biol*., 21(4):481-492, 1995.

[14] BRANDS, P.J., HOEKS, A.P.G., HOFSTRA, L., RENEMAN, R.S., "A noninvasive method to estimate wall shear stress rate using ultrasound", *Ultrasound in Med. & Biol*., 21(2):171-185, 1995.

[15] FERREIRA A.S., SANTOS M.A.R., BARBOSA FILHO J., *et al*., "Determination of radial artery compliance can increase the diagnostic power of pulse wave velocity measurement", *Physiological Measurement*, 25:37-50, 2004.

[16] STADLER, R.W., KARL, W.C., IEES, R.S., "The application of echo-tracking methods to endothelium-dependent vasoreactivity and arterial compliance measurements", *Ultrasound in Med. & Biol.*, 22(1):35-42, 1996.

ANÁLISE DE DESEMPENHO DO FLUXO DE ATENDIMENTO HOSPITALAR COM AUXÍLIO DA SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

R. B. Ferreira*, F. C. Coelli*, W. C. A. Pereira* e R. M. V. R. Almeida*.

* Universidade Federal do Rio de Janeiro / Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: rbouyer@peb.ufrj.br

Abstract: Healthcare management is a difficult enterprise, which can be helped by modern computational approaches, such as the use of models based on computer simulation. The objective of this study is to present an application of this tool to the analysis of the performance of a hospital clinic (an ophthalmologic clinic in a large hospital). Results showed that, even in simple examples, the computer simulation can contribute for the improvement of the productivity of the healthcare institution.

***Palavras Chaves*: Simulação, análise, desempenho, fluxo, MedModel.**

Introdução

A gestão do ambiente hospitalar é um desafio aos seus administradores, devido à natureza complexa e delicada de sua organização, estrutura e serviços; pelo seu grande número de diferentes fornecedores e pela gama variada de necessidades de seus clientes. Adicionalmente, a contenção de custos e a proliferação de sistemas alternativos para esses serviços contribuem para dificuldade desta tarefa [1,2].

Neste cenário, os gestores hospitalares encontram-se sempre em um dilema: aumentar sua capacidade ou sua produtividade, sendo toda tentativa de simultaneamente maximizar os benefícios e aumentar a produtividade de difícil realização prática [2]. Por isso, o processo denominado de "reengenharia" é de interesse para os gestores de saúde. Reengenharia pode ser definido como o ato de repensar e redesenhar um sistema, independente da sua natureza, para obter ganhos significativos em seu desempenho[4]. Assim, "promover reengenharia" implica em modificar recursos humanos, sistemas e tecnologias ao longo de tempo. A interação entre estes produz conseqüências que não podem ser integralmente avaliadas ou preditas com a modelagem estatística tradicional, tornando a simulação computacional o método mais adequado para isto, pois este não é tão dependente de suposições estatísticas e possui um aspecto dinâmico, que permite aos gestores intervir diretamente ao longo do processo, observando suas conseqüências. Portanto, a simulação computacional parece ser uma excelente ferramenta de apoio à tomada de decisão, uma vez que possibilita a redução dos riscos e custos envolvidos em um processo de reengenharia, ao identificar e analisar as intervenções pertinentes sem a necessidade de colocá-las em prática [3,4].

Este trabalho apresenta a modelagem de um ambiente de atendimento de clínica ambulatorial usando o *software* MedModel como ferramenta de simulação computacional, com o objetivo de estudar a capacidade destes modelos em comparar diferentes estratégias de atendimento em termos de parâmetros de produtividade selecionados.

Materiais e Métodos

O sistema a ser estudado é um ambulatório de Oftalmologia, parte integrante de um hospital. Os parâmetros e as estruturas foram arbitradas, seguindo um comportamento próximo ao encontrado nesses serviços.

No modelo-padrão, a clínica conta com os serviços de dois profissionais - um médico e uma enfermeira - e os pacientes que a procuram são atendidos imediatamente, sem a necessidade de agendamento, considerando-se apenas a sua ordem de chegada (Figura 1). Esse modelo será denominado Configuração 0, e será utilizado para fins de comparação com outras configurações alternativas.

Dentre os pacotes de *software* úteis para a realização desse tipo de simulação, o *MedModel* foi escolhido para o presente trabalho (versão 4.5 *Build* 51, 2001). Este é uma ferramenta de simulação computacional poderosa para sistemas de saúde, baseado no Sistema de Modelagem Visual Interativa (VIMS), que permite a interação com programas auxiliares de estatística, de otimização, de desenhos CAD e de relatórios [5,6].

Com o auxílio deste pacote, o fluxo de atendimento foi modelado segundo os seguintes passos:

Ao entrar na clínica, o paciente se posiciona na fila do balcão de recepção, com capacidade para 3 pessoas, na qual, ao ser atendido, preenche um cadastro com o auxílio da enfermeira. Feito isto, o paciente caminha até a sala de espera, cuja capacidade é de 15 pacientes.

Quando a sala de exames fica disponível, a enfermeira busca o paciente que se encontra há mais tempo na sala de espera e o leva até a sala de exames, de onde ela retorna para a recepção.

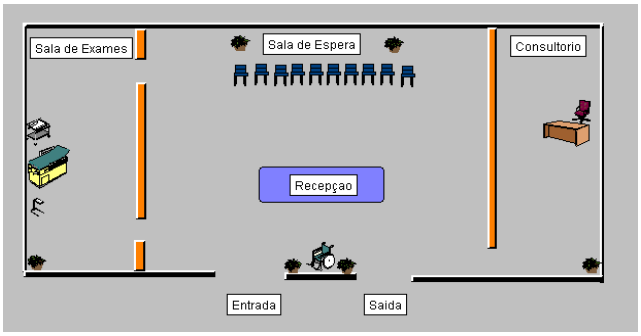


Figura 1: Desenho da clínica de Oftalmologia na Configuração 0.

Na sala de exames, o paciente é examinado pelo médico. Feito o exame, ambos se deslocam para o consultório, em sala separada, para os últimos esclarecimentos. Terminada a consulta, o paciente deixa a clínica, enquanto o médico está apto a prestar novo atendimento na sala de exames.

Após a definição do funcionamento geral da clínica no que concerne ao modo (seqüência lógica) de atendimento a que cada paciente se submete, é necessário definir o funcionamento dos seus parâmetros, como carga horária dos profissionais, hora de almoço, pausas para lanche, tempos de duração dos atendimentos. Estes estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1: Parâmetros do modelo em todas as configurações simuladas

Parâmetros do Modelo	Valores
Cap. Fila da Recepção	8 pacientes
Cap. Sala de Espera	15 pacientes
Média Pacientes/Dia	40
Expediente da clínica	8:00 – 17:20h
Distribuição de Entrada de Pacientes	Exponencial $\lambda = 15$
Pausas Programadas	10:00-10:15h; 12:20-13:20h; 15:30-15:40h
Distribuição do Registro	Normal $\mu = 5$ e $\sigma = 1$
Distribuição para Exame	Normal $\mu = 15$ e $\sigma = 3$
Distribuição para Consulta	Normal $\mu = 10$ e $\sigma = 3$

(λ=média, μ=média, σ =desvio-padrão)

Uma vez desenvolvido o modelo, avaliou-se um dia de atividades da clínica, com início às 8:00 h e fim às 17:25h. Foram feitas 10 replicações e a sua média foi considerada como resposta final de cada configuração. Nenhum período de latência ou inicialização foi usado no modelo por se assumir que a clínica inicia suas atividades do ponto zero, ou seja, sem nenhum parâmetro acumulado.

A chegada dos pacientes obedece a uma distribuição exponencial ($f(x) = \lambda e^{-\lambda x}$) com parâmetro (valor médio) λ igual a 15 e uma média de 40 ocorrências por dia.

O registro no balcão de recepção obedece a uma distribuição Normal de média 5 minutos e desvio-padrão 1, enquanto que os exames têm média 15 e desvio-padrão 3 minutos e a consulta 10 e 3 minutos, respectivamente, também obedecendo a uma distribuição Normal.

Três configurações alternativas para o funcionamento da clínica foram simuladas e comparadas com o modelo-padrão. Os parâmetros analisados foram: *número de pacientes atendidos por dia; entradas falhas de paciente* (falta de espaço no momento da sua chegada); *quantidade máxima de pacientes na sala de espera* (MPSE); *tempo* (%) *que esta permanece lotada*; *utilização percentual do tempo de trabalho dos profissionais* (Uts); *média dos tempos de espera dos pacientes por atendimento* (TMEA); *média do tempo total dos pacientes no sistema* (TMTS).

Configuração 1:

Nesta alternativa, um profissional auxiliar seria contratado - enfermeira(o) ou estagiária(o) de medicina. A enfermeira de recepção ficaria fixa, o auxiliar seria responsável por levar os pacientes da sala de espera para a sala de exames, prepará-los para a chegada do médico e colocá-los em condições para os exames, realizando anamnese e exames preliminares.

Configuração 2:

A sala de exames e o consultório são agrupados em um mesmo ambiente. Assim, abre-se espaço para o funcionamento de outra sala de exames com consultório, no lugar anteriormente ocupado apenas por este. Portanto, a clínica passa a contar com duas salas de exame com consultório, no mesmo espaço físico e sem a necessidade de realização de obras. Existe um custo inerente à duplicação dessas salas, relativo a aquisição de novos equipamentos, que não serão considerados neste estudo.

Neste novo modelo, outro médico é contratado, mantendo-se um médico fixo em cada sala de exame/consultório. A enfermeira também se mantém fixa na recepção, sendo a convocação dos pacientes na sala de espera, responsabilidade dos médicos.

Configuração 3:

Esta alternativa é uma união das anteriores. As modificações estruturais da Configuração 2 permanecem, mas nenhum novo médico será contratado, e, sim, um(a) auxiliar enfermeira(o) ou estagiária(o) de medicina. As funções do profissional auxiliar serão as mesmas da Configuração 1, sendo que desta vez, enquanto o médico atende em uma sala, um novo paciente recebe os primeiros atendimentos em outra sala pelo profissional auxiliar, estabelecendo-se um sistema de revezamento de salas.

Resultados

Conforme a Tabela 2, na Configuração 0, em um dia de trabalho foram atendidos, em média, 11,8 pacientes. A quantidade máxima de pacientes na sala de espera foi de 14,2. Foram registradas 7 tentativas de entrada de pacientes frustradas. A utilização do tempo de trabalho dos profissionais foi de 92,26% para o médico e 34,39% para a enfermeira. Já a média do tempo de espera dos pacientes por atendimento foi de 45,18 minutos e a média de tempo dos pacientes no sistema foi de 180,63 minutos.

Tabela 2: Resultados dos parâmetros de desempenho.

Parâmetros	Conf 0	Conf 1	Conf 2	Conf 3
Pacientes atendidos/dia	11,8	15,6	31,2	24,6
Entradas falhas	7	0	0	0
Max. Pacientes Sala de Espera	15	15	6,2	12,4
Tempo (%) Sala de Espera Lotada	29,92	34,48	0	0
Utilização (%) Tempo Médico	92,26	86,64	85,51	85,45
Utilização (%) Tempo Enfermeira	34,39	34,27	36,83	39,52
Utilização (%) Tempo Prof. Adicional	---	2,75	78,78	60,00
Tempo médio de Espera por Atendimento (min)	45,14	43,77	15,35	58,85
Tempo médio Total no Sistema (min)	180,63	165,36	68,34	148,94

Configuração 1:

Os resultados desta alternativa revelaram um aumento de 32,2% no número médio de pacientes atendidos por dia e esta foi a única alternativa na qual a sala de espera ficou lotada, durante 34,48% do tempo de funcionamento da clínica.

Quanto ao percentual de utilização dos profissionais, o médico teve uma diminuição de 6,1% de aproveitamento, enquanto que a enfermeira se manteve praticamente com a mesma taxa de tempo útil. Já a auxiliar foi utilizada, em média, por apenas 2,75% do seu tempo.

O tempo médio total de espera do paciente diminuiu 3% e o tempo médio que o paciente ficou no sistema também sofreu uma redução da ordem de 8,5%.

Configuração 2:

Esta alternativa mostrou um aumento de 164,4% no número total de pacientes atendidos. Apesar disso, a sala de espera teve a menor ocupação dentre todas as alternativas.

Quanto à utilização dos profissionais, o primeiro médico ocupou 7,3% a menos do seu tempo que o original, enquanto que a enfermeira incrementou a sua taxa em 7,1%. O segundo médico trabalhou 78,78% do seu tempo.

A média de minutos dos pacientes no sistema caiu 62,2% enquanto que a média de minutos de espera por atendimento reduziu 66%.

Configuração 3:

Esta alternativa revelou um aumento de 108,5% no número médio de pacientes atendidos em um dia. Foi a alternativa que apresentou o menor tamanho máximo de fila de recepção sem, entretanto, lotar a sala de espera.

A taxa de ocupação do médico diminuiu 7,4% e a da enfermeira aumentou 14,9%. A ocupação do(a) profissional auxiliar foi significativamente maior que na alternativa 1. A média de tempo total do paciente no sistema caiu 17,5%, embora o tempo médio de espera por atendimento tenha aumentado 30,4%.

Discussão e Conclusão

A simulação computacional provou, neste experimento, seu potencial na análise de desempenho do modelo ambulatorial proposto, sendo sensível às pequenas modificações presentes nas configurações alternativas. Para a clínica simulada, a média de 40 atendimentos por dia é um número exagerado, considerando-se apenas 1 médico e 1 enfermeira trabalhando nas bases estabelecidas. Entretanto, é importante realizar-se este tipo de análise, por tratar-se de uma situação extrema e ilustrativa.

No modelo-padrão, nas horas de pausas para lanches e almoço, havia um bloqueio da entrada de novos pacientes no sistema. Caso a porta de entrada permanecesse "aberta" nesses períodos, o sistema ficaria com seu comportamento comprometido e com um o número excessivo de pacientes impossibilitados de entrar, por falta de espaço. Por este motivo, apenas nesse modelo, a porta de entrada permaneceu fechada nos períodos de pausas, ou seja, novos pacientes não puderam entrar para aguardar atendimento na fila da recepção. Ainda assim, ficaram registradas 7 tentativas de entradas frustradas. Essa falha ocorreu por falta de lugares na sala de espera, o que se refletiu na fila do balcão de recepção, travando seu andamento e também no bloqueio da entrada de novos pacientes. Em todas as alternativas testadas, este problema foi solucionado, mesmo deixando-se a porta de entrada aberta durante os intervalos. Vale lembrar que, para a estrutura da clínica, a demanda de 40 pacientes em um único dia é propositadamente exagerada.

A Configuração 1 tem seu diferencial no fato de que, com a contratação de um novo profissional, o tempo que o médico precisaria dedicar a cada paciente diminuiria pois, enquanto um paciente é atendido, outro seria preparado na sala de exames. Encontrou-se o mesmo fenômeno na alternativa 3, que reúne a idéia principal das alternativas 1 e 2. Além disso o tempo do médico seria de utilizado na atividade de especialista.

Ainda sobre a Configuração 1, a sala de espera ficou lotada durante mais de um terço do tempo, o que indica a necessidade de aumento da sua capacidade,

para maior conforto e satisfação dos pacientes. Simulações aproveitando o modelo já criado podem facilmente ser feitas para este fim. Apesar da lotação da sala de espera, não houve falhas na entrada de novos pacientes, o que provavelmente se deve a maior rapidez com que essas pacientes passam pelo sistema. Deve-se observar, também, que a auxiliar trabalhou muito pouco tempo durante o dia, entretanto, o simples fato de "desafogar" o trabalho do médico gerou melhorias consideráveis no sistema.

Na Configuração 2, o aumento relativo de 164,4% no número de pacientes atendidos pode ser entendido como um aumento absoluto de 64,4%, uma vez que, em se dobrando a capacidade estrutural de atendimento, espera-se que, no mínimo, dobre-se também o número de atendimentos. Apesar do aumento no número de atendimentos, pôde-se observar a menor ocupação da sala de espera, além dos menores tempos de espera e permanência no sistema de todo o trabalho. Ou seja, apesar do bom aumento de produtividade, não houve colapso do sistema, pelo contrário, houve uma melhora expressiva do seu comportamento. A queda substancial dos tempos médios de paciente (espera e total do sistema) nesta alternativa também a coloca em posição de destaque, sendo esta a que mais se aproxima de números médios aceitáveis, na vida real

Na Configuração 3, um aumento significativo no número de pacientes atendidos também foi constatado (108,5%). Porém, nesta alternativa, apenas 1 médico trabalha. Apesar deste aumento, foi a alternativa em que o médico trabalhou menos tempo e a segunda melhor alternativa em termos de tempo médio dos pacientes no sistema.

Evidentemente, uma análise de custos, assim como um estabelecimento de metas, deveriam ser feitos para que a melhor opção possa ser escolhida. Por exemplo, em princípio, a melhor alternativa seria a 2, entretanto esta agrega custos iniciais relativos à compra de equipamentos e mobiliários para se juntar às salas de exame e consultórios e o custo fixo de se contratar mais um médico. A longo prazo poderia ser a alternativa de escolha, pois sua produtividade compensaria os custos iniciais. Em contrapartida, a alternativa 1, por não possuir tais custos, poderia ser mais interessante a curto prazo. Essa escolha cabe aos administradores do hospital.

Em todas as situações, nota-se uma utilização muito alta do tempo de trabalho do médico, demonstrando que este profissional está sobrecarregado no sistema, situação oposta à da enfermeira e do(a) assistente. Apesar de estarem previstas pausas, evidentemente os médicos precisarão de algum tempo extra de paradas ao longo do dia. Tais descansos, embora não previstos nos modelos, podem ser incluídos nos tempo de trabalho destes profissionais.

Como conclusão, pode-se dizer que a simulação computacional foi capaz de discriminar as variações dos modelos, identificando melhorias no desempenho da clínica, ficando a opção final por uma dessas alternativas por conta dos responsáveis pela tomada de decisões do hospital.

Referências

[1] ALEXOPOULOS, C. et *all.*, *"A Discrete-Event Simulation Application for Clinics Serving the Poor"*, *Georgia Institute of Technology*, URL <http://www.informs-cs.org/wsc01papers/188.PDF>, acessado em 02/02/2004.

[2] BORBA, G.S. & RODRIGUES, L.H., "*Simulação Computacional Aplicada a Sistemas Hospitalares"*, Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção, Univ. Federal Rio Grande Sul, URL <http://read.adm.ufrgs.br/read08/artigo/borba2.htm>, acessado em 27/09/2003;

[3] DA COSTA, M.A.B., "*Simulação de Sistemas*." , Departamento de Engenharia de Produção, Universidade Federal de São Carlos, 2002;

[4] PAUL R.J., HLUPIC V. & GIAGLIS G.M., "*Simulation Modelling of Business Processes."*, Brunel University, URL <http://www.brunel.ac.uk/research/assessit/ukais98.pdf >, acessado em 19/11/2003;

[5] PROMODEL CORPORATION, "*MedModel User's Guide*", 2001;

[6] HARRELL, C.R. & PRICE, R.N., "*Simulation Modeling Using ProModel Technology"*, Brigham Young University, URL <http://www.informs-cs.org/wsc03papers/021.pdf>, acessado em 02/02/2004.

DIFERENCIAS REGIONALES EN LA BIOMECÁNICA Y AMORTIGUAMIENTO ARTERIAL SISTÉMICO Y PULMONAR

F. M. Pessana*, D. Bia**, S. Graf*, J. G. Barra*, Y. Zocalo**, D. Craiem*, R. L. Armentano*

*Universidad Favaloro, Buenos Aires, Argentina.
**Facultad de Medicina, Universidad de la República. Montevideo, Uruguay.

e-mail: fpessana@favaloro.edu.ar

Abstract: Systemic arteries show higher vascular disease than pulmonary ones. The aim of this study was to establish regional and functional differences in the mechanical properties of arteries in both circulations. Pressure (Konigsberg) and diameter (Sonomicrometry) were measured in seven artery segments corresponding to each sheep (N=7) using a previously developed mock circulation loop. A diameter-pressure transfer function was designed to evaluate wall mechanical properties using a lineal auto-regressive model. Results showed lower local buffering function and higher stress relaxation times in and between peripheric systemic and pulmonary arteries and could contribute to preserve the dynamic range and beneficial effects to circulation.

Keywords: artery; biomechanics; modeling; transfer function; dynamic range.

Introducción

Existe una mayor incidencia de afecciones vasculares en las arterias sistémicas, particularmente periféricas, con relación a las arterias pulmonares [1]. Esto puede deberse a diferencias regionales en las propiedades biomecánicas de la pared arterial, entre y dentro de cada uno de los circuitos mayor y menor.

Las grandes arterias, principalmente la aorta y la pulmonar, tienen como función primordial amortiguar las oscilaciones del flujo sanguíneo, con la misión de nutrir a los tejidos con un régimen de presiones y flujos constantes. Un régimen pulsátil de presión, de no ser efectivamente amortiguado, podría determinar la erosión prematura de los componentes mecánicos y funcionales de la pared arterial [2,3].

Las propiedades mecánicas de las arterias, así también como su rango dinámico, están gobernados principalmente por la viscosidad parietal (η), la elasticidad parietal (E) y en menor medida, por la inercia de la pared (M) [4].

La caracterización viscoelástica de la pared arterial es de suma importancia en el análisis de la dinámica del sistema cardiovascular. Sin embargo, existe muy poca información respecto a la variación de los rangos dinámicos a lo largo de los circuitos sistémico y pulmonar, tiempos de arrastre y relajación. La mayoría de los estudios se centran en grandes arterias sistémicas y en menor medida en arterias pulmonares.

Este estudio propone un abordaje de la dinámica de los circuitos mayor y menor, mediante un modelo autoregresivo de entrada exógena, para la determinación de los componentes biomecánicos parietales.

El objetivo de este trabajo fue la caracterización biomecánica de segmentos arteriales de la circulación sistémica, su diferencia con segmentos correspondientes a la circulación pulmonar, y la conjunción de ambos en el mantenimiento del rango dinámico de toda la circulación, mediante la función de filtrado local.

Materiales y Métodos

Instrumentación y sistema In Vitro

Siete ovejas de raza Merino (25-30 kg) fueron anestesiadas con pentobarbital sódico intravenoso (35 mg/kg) y ventiladas mecánicamente. Se extrajo un conjunto de segmentos arteriales de 5 cm de longitud. La Figura 1 indica los segmentos arteriales extraídos correspondientes a la aorta ascendente, el tronco braquiocefálico, la aorta descendente en sus tercios proximal, medio y distal, la arteria pulmonar principal y su rama izquierda.

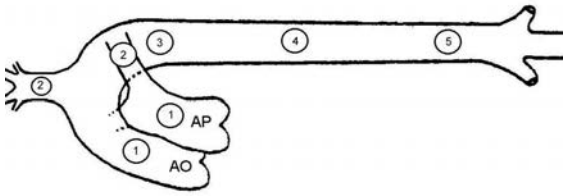


Figura 1. Diagrama esquemático de los segmentos arteriales extraídos de cada una de las ovejas bajo estudio.

Cada segmento arterial fue montado en un sistema *in vitro* de circulación, previamente validado [5]. La medición de presión (P) fue realizada mediante un microtransductor de presión (Konigsberg Instruments, Inc., Pasadena, USA). La medición del diámetro arterial externo (D) se realizó con un par de cristales ultrasónicos (5 MHz, 2 mm de diámetro). El tiempo de tránsito entre los dos cristales fue convertido a distancia mediante un sonomicrómetro (1000 Hz de respuesta en frecuencia, Triton Technology Inc. San Diego, USA).

Protocolo experimental

El protocolo experimental se siguió para cada uno de los 7 segmentos arteriales, en cada una de las 7 ovejas.

La frecuencia de deformación impuesta por la bomba del sistema *in vitro*, fue fijada en 1.8 Hz. La bomba, cámara compliante y resistencia periférica del circuito, se regularon para obtener distintos rangos de presión, próximos a sus valores fisiológicos.

Recolección de datos

Las señales de P y D fueron digitalizadas cada 5 ms (12 bits, Lab PC 1200, National Instruments Inc.), mediante un programa específico [6]. Se adquirieron 25 a 35 latidos de cada segmento arterial en estado estable.

Análisis de datos

Un procedimiento computarizado fue usado para determinar el bucle P-D y calcular los parámetros mecánicos [1,7]. Las señales de P y D fueron interpoladas en tiempo para obtener el mismo número de muestras adquiridas y permitir los cálculos de un ciclo cardíaco promedio. Con las señales de P y D, se utilizó un modelo lineal autorregresivo con entrada exógena (ARX):

$$D[k] = \sum_{i=0}^{n_x} b_i P[k-i] - \sum_{j=1}^{n_y} a_j D[k-j] \qquad (1)$$

siendo D el diámetro estimado, P la presión arterial y a_j y b_i los coeficientes del modelo a ser calculados. Los valores de n_x y n_y definen el orden del modelo.

Para este modelo, D se estima a partir P calculando los coeficientes a_j y b_i mediante un algoritmo de mínimos cuadrados [8], que minimiza el error entre la salida ideal (modelo) y la real (diámetro).

A partir de (1), se consideró un modelo de tercer orden (n_x=n_y=3). Este modelo fue elegido como el de orden medio, de acuerdo al criterio estadístico de Akaike sobre una población completa [9]. Considerando los coeficientes estimados $\{a_j$, j=1,...,3$\}$ y $\{b_i$, i=0,...,3$\}$, la función de transferencia de (1), en el dominio de la transformada *Z* queda expresado como:

$$H(z) = \frac{D(z)}{P(z)} = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} + b_3 z^{-3}}{1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + a_3 z^{-3}} \qquad (2)$$

Aplicando la transformada bilineal inversa a (2), se obtiene una función de transferencia continua:

$$H_1(s) = \frac{m_3 s^3 + m_2 s^2 + m_1 s + m_0}{n_3 s^3 + n_2 s^2 + n_1 s + n_0} \qquad (3)$$

Este modelo de tercer orden, dentro del rango fisiológico, no presenta diferencias si el polo y cero de alta frecuencia son eliminados (coeficientes n_3 y m_3 respectivamente). El modelo resultante será:

$$H_2(s) = \frac{m_2 s^2 + m_1 s + m_0}{n_2 s^2 + n_1 s + n_0} \qquad (4)$$

A partir de este modelo, la constante de tiempo de arrastre (τ_A), fue calculada como la inversa del polo dominante ($\omega_P = 2 \cdot \pi \cdot f_P$). Igualmente, el tiempo de relajación a la deformación (τ_{RD}), fue calculado como la inversa del cero dominante (ω_0) de $H_2(\omega)$.

Para dar un significado fisiológico a los coeficientes de (4), los ceros fueron ignorados. En consecuencia:

$$H_3(s) = \frac{m_0}{n_2 s^2 + n_1 s + n_0} \qquad (5)$$

En el dominio del tiempo continuo, este modelo puede ser mejor comprendido. Sus coeficientes (mediante transformada inversa de Laplace) están relacionados con una ecuación diferencial lineal de segundo orden a coeficientes constantes. Suponiendo que esta ecuación caracteriza la dinámica de una pared arterial, su respuesta frecuencial será [10]:

$$H_3(s) = \frac{D(s)}{P(s)} = \frac{1}{Ms^2 + \eta s + E} \qquad (6)$$

A partir de (5) y (6), se puede resumir el índice elástico ($E = n_0/m_0$), el índice viscoso ($\eta = n_1/m_0$) y el índice inercial ($M = n_2/m_0$).

La Figura 2 muestra la relación entre las transferencias dadas por (3), (4) y (5), que refuerza la aproximación de función de transferencia de la pared arterial, y la similitud entre todas para los rangos fisiológicos de la frecuencia angular ω.

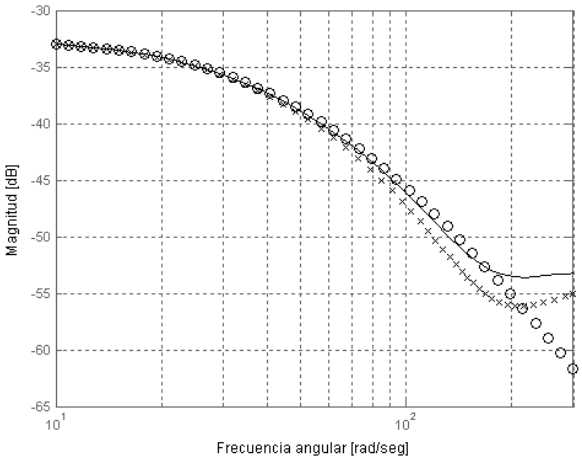


Figura 2. Línea sólida: gráfico de Bode de amplitud de la aproximación de tercer orden, $H_1(\omega)$. Línea de cruces: gráfico de Bode de amplitud de la aproximación de segundo orden, $H_2(\omega)$. Línea de círculos: gráfico de Bode de amplitud de la respuesta frecuencial de la pared arterial, $H_3(\omega)$. En los tres casos, el segmento de arteria estudiado es la aorta descendente distal. Igual comportamiento presentan las respuestas de fase.

La función de filtrado local (FFL), conceptualmente un índice que cuantifica el efecto protector sobre las arterias, se calculó mediante la siguiente expresión:

$$FFL = \frac{\eta}{E^2} \qquad (7)$$

Análisis estadístico

Todos los valores fueron expresados como media ± desvío estándar (VM ± DS). La comparación entre grupos fue realizada utilizando un test de Student no apareado de dos colas. Las diferencias significativas entre grupos fueron identificadas considerando $p<0.05$. La naturaleza del error del modelo ARX en el procedimiento de adaptación fue realizado con un análisis de correlación y residuos.

Resultados

La Tabla 1 muestra los valores hemodinámicos de todos los segmentos arteriales. Las presiones máximas y mínimas estuvieron dentro del rango fisiológico. Las diferencias significativas entre grupos, se observaron para los diámetros arteriales; y en presiones y diámetros de aorta ascendente (AO1), respecto a las arterias pulmonares principales (AP1) e izquierdas (AP2).

La Tabla 2 muestra los parámetros biomecánicos. Los valores de E y η aumentan hacia la periferia respecto al circuito sistémico ($p<0.05$ y $p<0.001$) y disminuyen cuando se compara AO1 con AP1 y AP2 ($p<0.001$). El índice M es mayor en AO1, respecto a AP1 ($p<0.05$ y $p<0.001$). Valores superiores de E, η y M ($p<0.001$) se observan en AP2 respecto a AP1.

Respecto a FFL, se observa una disminución entre AO1 y arterias de la periferia ($p<0.05$ y $p<0.001$), indicando una menor función de protección local. Diferencias crecientes ($p<0.001$) son encontradas cuando se compara AO1 con AP1 y AP2, indicando una protección local mayor de las arterias pulmonares. Igual comportamiento sistémico presenta una disminución para FFL ($p<0.001$), cuando se comparan AP1 y AP2.

Respecto a τ_A y τ_{RD}, se observan diferencias superiores ($p<0.05$ y $p<0.001$) al comparar AO1 con aortas descendentes distales (AO5), AP1, AP2 o entre AP1 y AP2. Al comparar mismos grupos arteriales, las diferencias son inferiores ($p<0.001$), entre τ_A y τ_{RD}. Respecto a f_P, no se encontraron diferencias significativas para ningún grupo de segmentos arteriales.

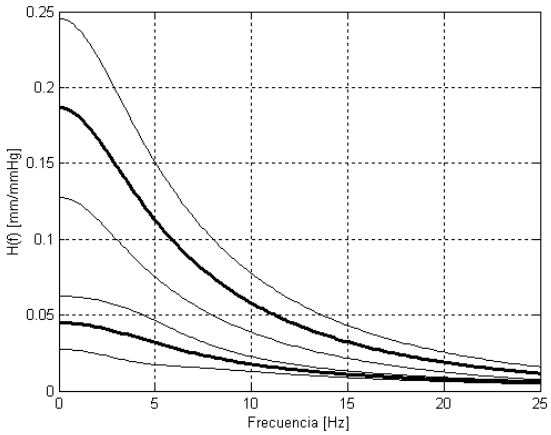


Figura 3. Respuesta frecuencial de amplitud de AO1 (líneas inferiores) y AP1. Pueden observarse los valores medios junto a los errores estándares, indicando una mayor rigidez de AO1, pero con el mismo rango dinámico que AP1.

La Figura 3 muestra la respuesta de amplitud en frecuencia de AO1 y AP1. El rango dinámico (frecuencia del polo dominante, f_P) es similar en ambas, siendo solo mayor la amplitud de AP1 a bajas frecuencias, debido principalmente a una mayor E de AO1. Similar comportamiento se observa para todas las arterias del circuito sistémico y pulmonar, indicando el mantenimiento del rango dinámico del árbol arterial.

Tabla 1. Variables hemodinámicas del árbol arterial. Circuitos sistémico y pulmonar.

	PS mmHg	PD mmHg	PM mmHg	DS mm	DD mm	DM mm	FB Hz
AO1	131.6 ± 9.8	68.3 ± 10.0	92.0 ± 5.6	24.0 ± 2.6	21.8 ± 2.5	22.9 ± 2.6	1.8 ± 0.1
ATB2	133.7 ± 22.1	64.8 ± 13.8	92.2 ± 14.4	21.6 ± 1.5†	19.9 ± 1.7	20.7 ± 1.6†	1.9 ± 0.1
AO3	147.1 ± 15.2†	65.4 ± 21.5	102.4 ± 10.7†	21.2 ± 3.3†	19.5 ± 3.0†	20.3 ± 3.1†	1.8 ± 0.0
AO4	135.4 ± 13.2	65.7 ± 8.9	93.5 ± 6.5	21.1 ± 0.7‡	19.1 ± 1.0†	20.1 ± 0.9†	1.8 ± 0.0
AO5	141.0 ± 15.8	66.1 ± 6.9	98.5 ± 12.6	17.3 ± 2.0‡	16.5 ± 1.6‡	16.9 ± 1.8†	1.8 ± 0.0
AP1	20.7 ± 3.8‡	5.0 ± 4.2‡	13.2 ± 2.9‡	22.3 ± 3.2‡	19.9 ± 3.0‡	21.0 ± 2.9†	2.2 ± 0.6
AP2	19.3 ± 4.3‡	9.8 ± 3.3†*	14.0 ± 3.5‡	15.7 ± 1.4‡*	14.7 ± 1.4‡*	15.3 ± 1.4*	1.9 ± 0.0

Datos expresados en VM ± DS. AO1: aorta ascendente; ATB2: tronco braquiocefáfico; AO3: aorta descendente proximal; AO4: aorta descendente media; AO5: aorta descendente distal; AP1: arteria pulmonar principal; AP2: arteria pulmonar izquierda. PS, PD, PM: presiones sistólicas, diastólicas y medias respectivamente; DS, DD, DM: diámetros sistólicos, diastólicos y medios respectivamente; FB: frecuencia de la bomba. †$p<0.05$ respecto a AO1. ‡$p<0.001$ respecto a AO1. *$p<0.001$ respecto a AP1.

Tabla 2. Parámetros biomecánicos del árbol arterial. Circuitos sistémico y pulmonar.

	E mmHg/mm	η mmHg·s/mm	M 10^{-3} mmHg·s^2/mm	FFL mm·s/mmHg	τ_A 10^{-3} s	τ_{RD} 10^{-3} s	f_P Hz
AO1	23.6 ± 4.6	1.3 ± 0.4	20.3 ± 23.5	2.5 ± 0.8	49.2 ± 16.1	17.5 ± 7.61¶	3.8 ± 1.3
ATB2	40.3 ± 14.9†	2.2 ± 1.0†	45.4 ± 46.9	1.9 ± 1.5	54.1 ± 34.2	14.9 ± 6.0¶	3.9 ± 1.7
AO3	47.9 ± 20.1‡	2.4 ± 1.3†	21.3 ± 11.1	1.2 ± 0.8†	38.4 ± 12.4	14.2 ± 5.5¶	5.0 ± 1.9
AO4	37.5 ± 6.6‡	1.7 ± 0.4‡	23.5 ± 7.99	1.18 ± 0.3‡	32.5 ± 6.7	16.2 ± 7.2¶	5.3 ± 1.0
AO5	110.2 ± 44.7‡	3.7 ± 1.4‡	43.2 ± 28.4†	0.4 ± 0.3‡	24.7 ± 6.4‡	10.3 ± 3.1†¶	6.3 ± 1.7
AP1	5.7 ± 1.7‡	0.3 ± 0.1‡	4.1 ± 2.79†	11.2 ± 4.7‡	46.2 ± 13.4	3.9 ± 1.8‡¶	3.7 ± 1.1
AP2	10.8 ± 2.0‡*	0.8 ± 0.2‡*	28.6 ± 8.51*	7.8 ± 1.6‡*	62.2 ± 9.3†*	31.6 ± 3.8‡*¶	2.8 ± 0.2

Datos expresados en VM ± DS. E: índice de elasticidad parietal; η: índice de viscosidad parietal: M: índice de masa; FFL: función de filtrado local; τ_A: tiempo de arrastre; τ_{RD}: tiempo de relajación a la deformación; f_P: frecuencia de polo dominante de la pared. †$p<0.05$ respecto a AO1. ‡$p<0.001$ respecto a AO1. *$p<0.001$ respecto a AP1. ¶$p<0.001$ respecto a τ_A para grupos individuales.

Discusión

El objetivo de este trabajo fue la caracterización biomecánica de segmentos arteriales en las circulaciones sistémica y pulmonar, sus diferencias y la conjunción de ambos en el mantenimiento del rango dinámico de toda la circulación.

La caracterización de los segmentos arteriales se realizó en un sistema *in vitro* [5], con frecuencias y presiones pulsátiles dentro del rango fisiológico.

La determinación del comportamiento biomecánico de cada segmento arterial fue realizada mediante un modelo lineal autorregresivo con entrada exógena (ARX), considerando como entrada la presión (P) y salida el diámetro (D), previamente validado [7]. El orden del modelo (3×3), se seleccionó de acuerdo al criterio de información estadística de Akaike [9]. Dentro del rango fisiológico, la eliminación del cero y polo de alta frecuencia de $H_1(\omega)$ no mostró diferencias con $H_2(\omega)$, al igual que la eliminación de los ceros de $H_2(\omega)$, que permitió determinar la biomecánica de la pared, $H_3(\omega)$. La Figura 2 mostró este resultado para un segmento arterial en particular, que fue extensivo para todo el árbol. A partir de $H_2(\omega)$ y $H_3(\omega)$, se obtuvieron índices que caracterizaron el comportamiento dinámico: índices de elasticidad (E), viscosidad (η) y masa (M); función de filtrado local (FFL); tiempos de arrastre (τ_A); relajación a la deformación (τ_{RD}) y frecuencia de polo dominante de la pared arterial (f_P).

Se observaron diferencias en D, dependiendo exclusivamente de la morfología del árbol. Las P en las arterias sistémicas fueron mayores que las pulmonares.

Respecto a los parámetros biomecánicos, al comparar los circuitos sistémico y pulmonar, se observaron incrementos en E, η y M hacia la periferia, resultados que están en concordancia con publicaciones previas [11]. Los rangos dinámicos de todos los segmentos arteriales (f_P) no presentaron diferencias significativas [12]. Esta hipótesis se refuerza si se considera una aproximación de primer orden de la pared arterial, con una frecuencia de corte angular caracterizada por el cociente E/η. Al comparar arterias sistémicas, pulmonares o ambas (Anova), este cociente se mantiene prácticamente constante, a pesar de haber diferencias significativas para E y η. Evaluaciones entre E y η de arterias aortas ascendentes (AO) y pulmonares principales (AP), mostraron incrementos de 5 veces en AO. Esto podría relacionarse con una presión en promedio 5 veces mayor en el circuito sistémico.

La función de filtrado local (FFL), pone en evidencia el efecto protector de las arterias sobre ambas circulaciones. Al ser el rango dinámico de las arterias el mismo, esta función permite cuantificar que la FFL del árbol arterial va disminuyendo hacia la periferia, evidenciando una mayor rigidez arterial. Al comparar AO y AP, FFL es mayor en AP. Esto podría deberse a una mayor pulsatilidad, respecto a valores medios de P, en circuito pulmonar respecto del sistémico, coincidente con resultados publicados anteriormente [13].

Los tiempos de arrastre (τ_A) y relajación a la deformación (τ_{RD}) cuantificaron la respuesta arterial ante un cambio abrupto de tensión o longitud respectivamente. τ_A fue superior a τ_{RD} en ambos circuitos [14]. La comparación de τ_A y τ_{RD} mostró valores superiores en AP respecto a AO. Un menor tiempo de respuesta de la pared arterial se observó hacia la periferia en la circulación mayor y el efecto contrario en la circulación menor. La AP evidenció un menor τ_{RD} que la AO, indicando una respuesta compliante mayor.

Conclusión

La disminución centrífuga de la función de filtrado local, su menor valor en la circulación sistémica respecto de la pulmonar y tiempos de relajación menores en arterias pulmonares, podrían relacionarse con una mayor incidencia de las alteraciones parietales en la circulación sistémica periférica.

Agradecimientos

El presente trabajo se realizó dentro de los Convenio Marco UF - UTN (Rectorado) y UF - Universidad de la República (Uruguay). Los autores agradecen al Sr. Elbio Agote por su colaboración en las experiencias.

Referencias

[1] Armentano R, Barra J, Levenson J, Simon A, Pichel R. “Arterial wall mechanics in conscious dogs. Assessment of viscous, inertial, and elastic moduli to characterize aortic wall behaviour”. Circ Res, vol.76: pp. 468-478, 1995.

[2] Milnor WK. “Hemodynamics”. Baltimore, MD, Williams & Wilkins, 56-96. 1982.

[3] Nichols WW, O'Rourke MF. “Mc Donald´s Blood Flow in Arteries. Theoretical, experimental and clinical principles. Fourth Edition”. 1998.

[4] Fung YC. “Biomechanics”. New York: Springer-Verlag. 1981.

[5] Cabrera Fischer E, Armentano R, Pessana F, Graf S, Romero L, Christen A, Simon A, Levenson L. “Endothelium-dependent arterial wall tone Elasticity modulated by blood viscosity”. Am J Physiol Heart Circ Physiol, vol. 282, pp. 389–394. 2002.

[6] Armentano RL, Levenson J, Barra J, Cabrera Fischer EI, Breitbart GJ, Pichel RH, and Simon A. “Assessment of elastin and collagen contribution to aortic elasticity in conscious dogs”. Am J Physiol 260 (Heart Circ Physiol 29): H1870-H1877, 1991.

[7] Gamero L, Armentano RL, Barra JG, Simon A, Levenson J. “Identification of arterial wall dynamics in concious dogs”. Exp Phys, vol. 86, no. 4, pp. 519-528, 2001.

[8] Ljung L. “System Identification – Theory for the User”. 2nd. Edn. Upper Saddle River, NJ, Prentice Hall, 1999.

[9] Akaike H. “Fitting autoregressive models for prediction”. Ann Inst Stat Math, vol. 21, pp. 243-247, 1969.

[10] Peterson LH, Jensen RE, Parnell J. “Mechanical properties of arteries in vivo”. Circulation Res, vol. 8, pp. 622, 1960.

[11] Cox, R H. “A model of the dynamic mechanical properties of arteries”. J Biomech 5: 135-52, 1972.

[12] Armentano RL, Bia D, Craiem D, Gamero L, Levenson J, Grignola J, Ginés F. “Respuesta en frecuencia de la pared arterial: ¿inocente o culpable de las discrepancias entre filtrado sistémico y pulmonar?”. Rev. Mex. Ing. Biom. vol. XXIV, no 1, pp 45-54. 2003

[13] Nichols WW, O'Rourke MF. “Properties of the arterial wall: practice”. London: Arnold, pp. 73-97, 1998.

[14] Westerhoff N, Noordergraff A. “Arterial Viscoelasticity: A Generalizad Model”. J. Biomechanics, vol. 3, pp. 357-379, 1970.

AN AUTOMATIC SELECTION METHOD FOR CEREBRAL BLOOD FLOW AUTOREGULATION SIGNALS FROM NEONATES

E. G. Ramos*, J. Nadal*, R. B. Panerai**, D. M. Simpson*** and D. H. Evans**

* Biomedical Engineering Program, Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil
** Department of Cardiovascular Science, University of Leicester, Leicester, UK
*** Institute of Sound and Vibration Research, University of Southampton, Southampton, UK

egramos@peb.ufrj.br

Abstract: Interpretation and quantification of cerebral blood flow autoregulation can be carried out from step responses to arterial blood pressure changes estimated with various identification methods. However, estimates usually need to be visually inspected to reject some that are not physiologically acceptable. The Rejection Index (RI) proposed in this work allows an objective method for artefact rejection of step responses estimated by an ARX model and Transfer Function (TRF) analysis from neonates. Taking visual inspection by three observers as the gold-standard, and using the ROC curve for RI, acceptable levels of sensitivity (72.8–87.9%) and specificity (88.3–85.7%) were found for both ARX and TRF methods, respectively.

***Key-words*: Cerebral blood flow autoregulation, Objective selection method, Step-response, ARX modelling, Transfer function analysis**

Introduction

Cerebral blood flow (CBF) autoregulation refers to the ability of the brain to maintain approximately constant blood flow, even when there are significant changes in arterial blood pressure (ABP) [1]. Traditionally, cerebral autoregulation was assessed by the steady-state relationship between mean arterial blood pressure (MABP) and mean cerebral blood flow (MCBF), as expressed by the slope of the classical autoregulation curve for MABP in the range 60 – 150 mmHg [2]. The excellent temporal resolution allowed by transcranial Doppler ultrasound led to the identification of the transient, or dynamic, response of cerebral autoregulation [3, 4]. In the last 15 years, clinical studies and research on CBF regulatory mechanisms have given preference to the dynamic approach, due to its potential to improve the sensitivity and reliability of cerebral autoregulation testing [4, 1]. The seminal study of Aaslid *et al.* [3] adopted the thigh-cuff technique to induce a sudden drop in ABP. From there on, it has been shown that dynamic auto-regulatory responses can be elicited by a wide range of stimuli that induce positive or negative changes in ABP [5]. In addition, consistent estimates can be derived from spontaneous fluctuations in ABP and CBF velocity (CBFV) [6, 7]. The latter has obvious advantages, above all in avoiding disturbing critically ill patients and premature neonates [8], or interfering with the physiology of cerebral autoregulation.

Assessment of dynamic autoregulation based on spontaneous fluctuations usually involves some form of input-output modelling, often represented by the ABP-CBFV relationship. Examples of such system identification approaches are FFT based transfer function analysis, ARMA structures, moving-average filters, or fixed-structure models, such as the 2nd order differential equation proposed by Tiecks *et al.* [4]. The response to a step-wise ABP change can be found from all these methods, by integrating the impulse response. However, independently of the system identification method adopted, the usual finding is that a certain number of estimates need to be rejected due to the presence of artefacts or results that are incompatible with the physics and/or physiology of cerebral haemodynamics [9]. In the presence of such abnormal responses, most investigators have adopted different rejection criteria, frequently based on visual inspection. However, selection of step response patterns based on visual inspection is obviously undesirable as it is subjective and thus highly variable amongst different research groups.

The aim of this study is to provide a more objective criterion for identifying acceptable step-responses that could be adopted by the research community as the first step towards greater standardization and hence inter-study comparability of cerebral autoregulation testing.

Materials

Signals were collected from 40 newborn babies, with gestational age 33.7 ± 6.0 weeks (mean ± standard deviation) and birth weight 1980 ± 1200 g, in a neonatal intensive care unit (Instituto Fernandes Figueira, Rio de Janeiro, Brazil). The local ethics committee approved the study, and parental consent was obtained prior to data acquisition. Twenty-one cases were considered as suffering from birth asphyxia (both term and pre-term), a further 15 were classified as premature (< 33 weeks gestational age), and four were term 'controls' (usually surgical cases, not involving the brain or the cardiovascular system). No cases involving cerebro-vascular malformations were included.

All babies had an umbilical artery catheter for blood pressure monitoring purposes, and the ABP signal was digitized from an analog output on the monitor. The decision to catheterise was based purely on clinical requirements and not for the purposes of this study. Transcranial Doppler measurements of blood flow velocity in the middle cerebral artery were obtained, using hand-held probes (either 4 or 8 MHz) and a hardware/software system developed by the Dept. of Medical Physics, Leicester Royal Infirmary, UK. Signals were recorded with 200 Hz sampling frequency. ABP and CBFV were repeatedly monitored for periods of up to 10 minutes, with the baby at rest, and sleeping, when possible. Recordings were begun as early as possible after birth (minimum 6 hours), and most were carried out in the first 48 hours (maximum 127 hours).

Epochs containing excessive noise or artefact were rejected by visual inspection. Following the procedure used in earlier work [8, 9], occasional spikes in the CBFV signals were removed by linear interpolation. Both CBFV and ABP signals were low-pass filtered with a 4th order Butterworth filter (20 Hz cut-off), applied in the forward and reverse directions for a zero-phase response. Cardiac cycles were delimited by identifying the beginning of the pulse upstrokes in ABP, and mean ABP and CBFV were calculated for each heartbeat. From the resultant signals, 191 epochs with 100 s duration were extracted.

All signals were low-pass filtered at 0.49 Hz with a 3rd order Butterworth filter (applied in the forward and reverse direction for zero-phase), and resampled at 1 Hz. ABP and CBFV epochs were then normalized by their mean values, and the DC components subtracted, to give relative changes.

Methods

Having ABP as input and CBFV as output, the auto-regulation system was modelled by two methods, an autoregressive model (ARX) and Transfer Function Analysis (TRF).

ARX consists in a parametric identification model given by [10]:

$$A\hat{y}(t) = Bx(t) + e(t)$$

where $\hat{y}(t)$ is the estimate of output (VFSC); $x(t)$ is the input (ABP); and $e(t)$ is white noise. A and B are polynomials formed by model parameters (a_i and b_i) and a shift operator, giving the following relationship for three poles and two zeros:

$$\hat{y}(t) = -a_1\hat{y}(t-1) - a_2\hat{y}(t-2) - a_3\hat{y}(t-3) + b_1x(t) + b_2x(t-1) + e(t)$$

The number of poles and zeros were chosen empirically to best describe signal characteristics. Model parameters are, then, adjusted to minimize the mean square error:

$$mse = \frac{1}{N}\sum_{t=1}^{N} e^2(t)$$

where $e(t) = y(t) - \hat{y}(t)$, is the estimation error.

Using this model, step responses estimates were calculated for the 191 epochs. Only the first 8 samples (0 – 7 s) were used for analysis.

TRF is the usual nonparametric identification model in the frequency domain [10-12]. Hanning windows with 32 points were used with 30% superposition for auto- and cross-spectrum estimation by Welch periodogram. Spectra were smoothed with a three points triangular window [9]. The inverse FFT of the resulting transfer function was calculated for 16 samples step responses estimation, ranging from –7 to 8 s.

Visual selection was performed by three examiners with large experience in the interpretation of CBFV step responses (EGR, RBP, DMS) on the estimated step response from the two methods, trying to eliminate those that do not reflect a physiological regulatory response, according to the following criteria: monotonically increasing waveforms, delayed or slow rising, oscillating with increasing amplitude, or having a negative initial value. Waveforms approved by two or three examiners were considered as *accepted* (Ac) responses, the ones suitable for subsequent interpretation with respect to intact or impaired autoregulation. The remaining were called *rejected* (Re) responses. The Intraclass Correlation Coefficient (ICC) [13] was used to assess agreement between the three examiners. For agreement between pairs of examiners, the Kappa coefficient [14] was used.

The automatic selection method proposed in this work is based on the Rejection Index (RI), defined to quantify the deviation of an estimate from a standard response. Using all Ac waves, a median response and 90% confidence limits (with 5% of samples above and below these limits) were calculated. The RI calculated for each estimated step response is the square root of the area under the curve outside the confidence limits (Figure 1). It is zero if the curve is entirely inside the limits, and has a positive value otherwise. ROC curve were used to choose the RI thresholds, above which the step responses were automatically rejected.

Results

The agreement coefficients for visual selection are slightly greater for TRF than for ARX (Table 1). ARX has 59.7% of its estimates accepted and TRF, in contrast, has only 30.4% (Table 2).

Based on the ROC curve, an RI threshold was chosen for each method, selecting the point nearest to the upper-left corner, in order to optimize both sensitivity and specificity (Figure 2). For ARX, the 0.2 threshold gave 72.8% sensitivity and 88.3% specificity, considering visual selection as gold standard. For TRF, the threshold is 1.15, with 87.9% sensitivity and 85.7% specificity. The cumulative histograms for ARX

responses are concentrated at smaller values of RI than that for TRF, especially the Re responses (Figure 3).

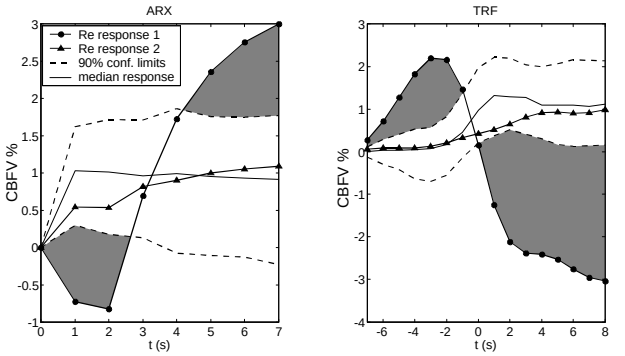


Figure 1: Calculation of Rejection Index (RI) for two visually rejected (Re) responses from the ARX and TRF method. RI in each method is the square root of the shaded area (Re response 1) between the curve and the respective 90% confidence limits, as calculated from the accepted responses. The Re response 2 has RI = 0 and was not rejected by the automatic criteria. The median of visually accepted responses is also shown.

Table 1: Visual selection agreement coefficients between three examiners. For all coefficients, $p < 0.01$.

Methods	Examiners			
	1 and 2	1 and 3	2 and 3	All
ARX	$\kappa = 0.72$	$\kappa = 0.63$	$\kappa = 0.61$	ICC = 0.65
TRF	$\kappa = 0.70$	$\kappa = 0.76$	$\kappa = 0.75$	ICC = 0.74

Table 2: Contingency tables for visual selection of ARX and TRF step response estimates. Percent values are in parenthesis. Ac – visually accepted responses. Re – visually rejected responses.

		TRF		
		Ac	**Re**	**Total**
ARX	**Ac**	47 (24.6)	67 (35.1)	114 (59.7)
	Re	11 (5.8)	66 (34.5)	77 (40.3)
	Total	58 (30.4)	133 (69.6)	191 (100)

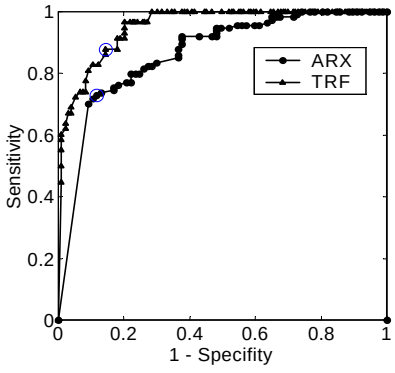


Figure 2: Rejection Index ROC curves for ARX and TRF methods. Circled points represent the chosen thresholds based on minimum distance from the upper-left corner.

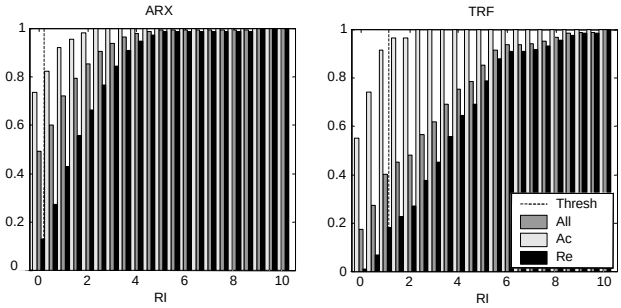


Figure 3: Cumulative distribution (relative frequency) of the Rejection Index (RI) for ARX and TRF methods. Ac – visually accepted step responses; Re – rejected responses; All – accepted and rejected. Vertical dashed lines represent thresholds for automatic rejection.

Discussion

Step responses estimated for the evaluation of cerebral blood flow autoregulation frequently present shapes that are not physiologically acceptable, and should be discarded in further analysis. Visual evaluation to eliminate these artefacts is time consuming and operator dependent. The agreement coefficients obtained between three examiners (0.65 and 0.74 for ARX and TRF, respectively) show that there is considerable inter-observer variability, even though clear rejection criteria have been previously defined. The Rejection Index (RI) proposed in this work allows a straightforward and objective method for artefact rejection, which provides acceptable levels of sensitivity and specificity, taking agreement between two of the three observers as the gold-standard. However, after choosing thresholds based on the ROC curve, there are still some Re responses showing very low RI values. Moreover, some of the rejected responses lie entirely inside the confidence limits (RI = 0), like the slowly rising waveforms shown in Figure 1. Further studies are necessary to improve sensitivity and specificity. False rejection of a response will result in a patient's data being discarded (and possibly further recordings being required). This may be less serious than falsely accepting a response, which then is likely to lead to incorrectly identifying the patient as having active or impaired autoregulation. To avoid this, at this stage, visual inspection still needs be carried out, but only on those cases that have first been accepted by the automated technique.

The ARX estimates give a lower percentage of visually unacceptable results (40%) than does the TRF (70%). Among the latter, many are very clearly unacceptable, and this is probably the reason for the larger area under the ROC curve, and higher sensitivity and specificity for the TRF. Thus RI was zero for only one of the visually rejected TRF responses, but 10 for ARX. The TRF step-responses include 16 samples, whereas the ARX are only 8 samples in length. Since the step-response is obtained as the cumulative sum of the impulse response, larger deviations in the TRF were not unexpected.

To the best of our knowledge, no similar work addressing the automatic rejection of autoregulation estimates has been published so far. Rejection of responses contaminated by noise, or movement artefacts have been mentioned in some studies of neonatal cerebral autoregulation [6, 15, 16], but other investigators have not reported the exact numbers of signals acquired and rejected. Standardization of methods is an important requirement for identification of optimal techniques to assess cerebral autoregulation in neonates and adults, and automatic rejection algorithms can provide an objective, centre-independent approach for this purpose.

Since RI calculations are based on confidence limits from observed data, the method can be easily adapted to adult autoregulation estimates as well.

Conclusion

Although sensitivity and specificity of Rejection Index (RI) proposed in this work should be improved, initial results were promising for the automatic selection of cerebral blood flow autoregulation step response estimates from neonates.

Acknowledgements

The authors are grateful to Drs. J.M.A. Lopes and M.N.V. Marinatto (Instituto Fernandes Figueira - FIOCRUZ, Rio de Janeiro, Brazil), for data collection and useful discussions. This work was developed with support from the Wellcome Trust (Project number 064701/Z/01/Z), the Brazilian Research Council (CNPq), and FAPERJ.

References

[1] PANERAI, R. B., "Assessment of cerebral pressure autoregulation in humans: A review of measurement methods", *Physiol. Meas.*, 19(**3**): 305-338, 1998.

[2] PAULSON, O. B., STRANDGAARD, S., EDVINSSON, L., "Cerebral autoregulation", *Cerebrovasc. Brain Metab. Rev.*, 2(**2**): 161-192, 1990.

[3] AASLID, R., LINDEGAARD, K. F., SORTEBERG, W., NORNES, H., "Cerebral autoregulation dynamics in humans", *Stroke*, 20(**1**): 45-52, 1989.

[4] TIECKS, F. P., LAM, A. M., AASLID, R., NEWELL, D. W., "Comparison of static and dynamic cerebral autoregulation measurements", *Stroke*, 26(**6**): 1014-1019, 1995.

[5] PANERAI, R. B., DAWSON, S. L., EAMES P. J., POTTER, J. F., "Cerebral Blood Flow Velocity Response to Induced and Spontaneous Sudden Changes in Arterial Blood Pressure", *Am. J. Physiol. - Heart C.*, 280(**5**): H2162-H2174, 2001.

[6] ZHANG, R., ZUCKERMAN, J. H., GILLER, C. A., LEVINE, B. D., "Transfer Function Analysis of Dynamic Cerebral Autoregulation in Humans", *Am. J. Physiol.*, 275(**1 Pt 2**): H233-H241, 1998.

[7] PANERAI, R. B., WHITE, R. P., MARKUS, H. S., EVANS, D. H., "Grading of Cerebral Dynamic Autoregulation from Spontaneous Fluctuations in Arterial Blood Pressure", *Stroke*, 29(**11**): 2341-2346, 1998.

[8] PANERAI, R. B., KELSALL, A. W. R., RENNIE, J. M., EVANS, D. H., "Analysis of cerebral blood flow autoregulation in neonates", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 43(**8**): 779-788, 1996.

[9] PANERAI, R. B., DAWSON, S. L., POTTER, J. F., "Linear and nonlinear analysis of human dynamic cerebral autoregulation", *Am. J. Physiol.- Heart C.*, 277(**3**): H1089-H1099, 1999.

[10] LJUNG, L., GLAD, D. T., *Modeling of Dynamic Systems*, New Jersey: Prentice Hall, 1994.

[11] ZHANG, R., ZUCKERMAN, J. H., IWASAKI, K. WILSON, T. E., CRANDALL, C. G., LEVINE, B. D., "Autonomic neural control of dynamic cerebral autoregulation in humans", *Circulation*, 106(**14**): 1814-1820, 2002.

[12] TSUJI, M., SAUL, J. P., DU PLESSIS, A., EICHENWALD, E., SOBH, J., CROCKER, R., VOLPE, J. J., "Cerebral intravascular oxygenation correlates with mean arterial pressure in critically ill premature infants", *Pediatrics*, 106(**4**): 625-632, 2000.

[13] BARTKO, J. J., CARPENTER JR., W. T., "On the methods and theory of reliability", *J. Nerv. Ment. Dis.*, 163(**5**): 307-317, 1976.

[14] FLEISS, J. L., "The measurement of inter-rater agreement", In: *Statistical Methods for Rates and Proportions*, New York: John Wiley & Sons, 1981.

[15] MENKE, J., MICHEL, E., RABE, H., BRESSER, B. W., GROHS, B., SCHMITT, R. M., JORCH, G., "Simultaneous influence of blood pressure, PCO_2, and PO_2 on cerebral blood flow velocity in preterm infants of less than 33 weeks' gestation", *Pediatr. Res.*, 34(**2**): 173-177, 1993.

[16] BOYLAN, G. B., YOUNG, K., PANERAI, R. B., RENNIE, J. M., EVANS, D. H., "Dynamic cerebral autoregulation in sick newborn infants", *Pediatr. Res.*, 48(1): 12-17, 2000.

QUALIDADE EM PRODUTOS PARA SAÚDE: RISCOS À SAÚDE

Léria Rosane Holsbach*, Lia Buarque de Macedo Guimarães*, Paulo F. G. Cardoso e Paulo F. Pinto Barcellos***

***Universidade Federal do Rio Grande do Sul/Programa de Pós Graduação em Engenharia de Produção/Porto Alegre/RS/Brasil**
****Fundação Federal da Faculdade de Ciências Médicas de Porto Alegre**
hlino@portoweb.com.br

Abstract: This research presents an analysis on the Brazilian sanitary legislation related to the quality of medical device and also on to risk analysis. The aim of this study is that of analyzing if the information demanded by the Brazilian sanitary legislation is sufficient to guarantee that the product is made available to the user with quality and safety. A bibliographical review was done on the sanitary legislation related to health risk in vigor between 1976 and 2000 and on the European and North-American legislation. We present the suggestion of adding new requisites of demands and risk management of medical products to the current legislation in order to reduce health risk and to guarantee safety to the user.

Key words: risk, legislation, quality

Introdução

Os avanços na tecnologia médica tornam–se cada vez mais imperativos para os governos a promulgação de leis e regulamentos ou a adoção de outras medidas de saúde pública que visem assegurar o máximo de benefícios derivados do seu uso, contra um mínimo de riscos para os pacientes. A construção de um sistema regulatório deve ser baseada em riscos, isto é, um sistema que estratifica e aplica controle de taxação pré-comercialização baseados no risco potencial de um produto como também com o potencial para o uso indevido e amplitude de distribuição comercial, conhecida e projetada [1].

O órgão regulamentador dos produtos para a saúde no mercado preconiza que o produto seja disponibilizado para o consumo com qualidade e segurança. A regulamentação, o controle e a fiscalização de produtos e serviços que envolvam risco à saúde pública são incumbências da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA – Ministério da Saúde). Esse órgão é responsável por garantir a segurança dos produtos para a saúde no mercado, através do registro do produto. Esse registro é a autorização para o produto ser comercializado através da avaliação de riscos à saúde do usuário, para minimizar ou diminuir possíveis riscos para a saúde e analisar as características do produto que podem gerar impactos sobre a segurança. São de extrema importância as informações que acompanham o produto, como critérios básicos de segurança, características de desempenho, instruções para o uso, cuidados, precauções e outros dados considerados importantes para garantir a utilização segura e eficiente do produto. As informações solicitadas ao fabricante pelas legislações sanitárias brasileiras atualmente são preocupantes devido à existência de um número expressivo de eventos adversos ocorridos, 726 alertas sanitários e 1.029 notificações sobre eventos adversos nos últimos 2 anos, com aproximadamente 30.000 produtos médicos registrados e disponíveis no mercado [2]. Cabe ao fabricante informar os perigos conhecidos ou previsíveis associados ao produto tanto em condições normais ou quando houver falha no uso. Os perigos reconhecidos com antecedência devem ser identificados e alertados nas instruções de uso ou rotulagem. O fabricante é capaz de identificar perigos associados aos produtos para a saúde e seus acessórios, estimar e avaliar os riscos associados a tais perigos, controlar esses riscos, e monitorar a eficiência de tal controle [3]. Mas a responsabilidade da análise dos riscos e autorização da comercialização para o consumo do produto para a saúde é da ANVISA.

Neste trabalho propõe-se analisar as informações sobre riscos dos produtos para a saúde exigidas pela Legislação Sanitária Brasileira vigente com o propósito de averiguar se essas informações são suficientes para garantir que o produto seja disponibilizado para o usuário com qualidade e segurança.

Materiais e Métodos

A metodologia utilizada para a realização deste estudo foi dividida em três etapas.

A primeira etapa consta de um levantamento bibliográfico e compilação de normas e legislações para produtos para a saúde referentes à qualidade e aos riscos e seus inter relacionamentos. Na segunda etapa são realizadas as análises críticas das informações disponíveis na Legislação Sanitária Brasileira [5] vigente para atender às exigências sobre riscos à saúde e as legislações européias e norte-americanas.

Nas legislações sanitárias da Comunidade Européia [4] e Norte-americana [6] baseiam-se a maioria das legislações do mundo.

A Legislação Européia denominada Diretiva 93/42/CEE do Conselho de 14 de junho de 1993 é relativa aos dispositivos médicos para garantir a segurança e a proteção da saúde dos doentes, usuários, e, se aplicável, de outras pessoas, no que respeita a utilização dos dispositivos médicos, por forma a assegurar a livre circulação dos referidos dispositivos na Comunidade Econômica Européia.

Legislações específicas: Diretiva 98/79/CE do Parlamento Europeu e do Conselho de 27 de outubro de 1998 relativa aos dispositivos médicos de diagnostico *in vitro*; Diretiva 2000/70/CE do Parlamento Europeu e do Conselho, de 16 de novembro, relativa aos dispositivos que integram derivados estáveis do sangue ou do plasma humano.

A Legislação Norte Americana responsável pela comercialização dos produtos médicos nos Estados Unidos é estabelecida pelo FDA (*Food and Drug Adminstration*). Esse órgão tem autoridade para controlar esses produtos durante a maioria das fases do seu desenvolvimento, teste, produção, distribuição e uso. Em 1976 a FDA criou requerimentos regulatórios para os dispositivos de saúde. Em 1978, foram promulgadas as Boas Práticas de Fabricação (*Good Manufaturing Practices* - GMP), regulamentada pelo QSR (Quality System Regulation).

Análise e Interpretação dos Dados

Nesta terceira etapa, passa-se à análise de legislações que preconizam qualidade do produto através das análises das informações sobre riscos à saúde.

A legislação sanitária brasileira, o Ministério da Saúde, assumindo sua competência legal de garantir a segurança e qualidade de artigos e produtos médicos, instituiu o registro desses produtos para fins de comercialização e uso no país. O registro de produtos é componente do sistema constituído para comprovação documental do cumprimento da legislação sanitária previsto na Lei n^0 6.360/76 e Decreto n^0 79.094. O órgão responsável pelo registro, análise documental e monitoramento da pós-comercialização é a ANVISA. Esta incorporou as competências da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde, adicionadas a novas missões: coordenação do Sistema Nacional de Vigilância Sanitária (SNVS), do Programa Nacional de Sangue e Hemoderivados e do Programa Nacional de Prevenção e Controle de Infecções Hospitalares. É também de sua competência o monitoramento de preços de medicamentos e de produtos para a saúde, atribuições relativas à regulamentação, controle e fiscalização da produção de fumígenos; suporte técnico na concessão de patentes pelo Instituto Nacional de Propriedade Industrial (INPI) e controle da propaganda de produtos sujeitos ao regime de vigilância sanitária. As Legislações sanitárias brasileiras revisadas e compiladas que tratam da qualidade dos produtos para a saúde para garantir a segurança dos usuários através da identificação de riscos são: a Lei n^0 6.360/76 e Decreto n^0 79.094, que submetem todos os produtos como drogas, os insumos farmacêuticos, cosméticos, saneantes e correlatos (objeto desse estudo) sujeitos às normas de Vigilância Sanitária. Constata-se a preocupação em manter esses produtos monitorados.

Considerando a necessidade de instituir-se uma política para garantir a qualidade de produtos em 1994 foi editada a Portaria 2.043, classificando os produtos quanto ao potencial de risco à saúde. Essa portaria utilizou-se de normas técnicas nacionais e internacionais, utilizando a classificação de riscos da FDA (*Food and Drug Administration*).

Em 1995, houve uma alteração na Portaria 2.043/94, e foi editada a Portaria 2.661/95, na qual foi enquadrado, segundo o potencial de risco que representam à saúde do usuário, seja paciente ou operador, nas classes 1 (baixo risco), 2 (médio risco) ou 3 (alto risco), e 25 regras de classificação.

Em 1996, surgem novos procedimentos para registro de produtos correlatos com a Portaria Conjunta n^0 1, exigindo informações necessárias e adequadas a respeito de serviços e produtos, de modo a garantir o seu uso ou consumo correto e seguro pelo consumidor. Essa portaria foi inspirada na legislação americana para comercialização de produtos para a saúde, utilizando a classificação de risco à saúde do usuário. Esses produtos eram classificados por uma dessas três classes regulatórias para garantir que cada produto estivesse sujeito a controles que lhe fossem mais apropriados. Após essa data, todos os produtos para a saúde para uso humano, comercializados no Brasil, passaram a ser analisados por consultores externos ao Ministério da Saúde. Esses consultores são especialistas e representavam universidades, centros de pesquisa e hospitais de ensino.

Em junho de 2000, foi publicada a RDC 59, que normatiza as Boas Práticas de Fabricação de Produtos para a Saúde (BPF) para estabelecimentos que fabriquem ou comercializem produtos para a saúde. Essa resolução tem o objetivo de garantir a qualidade de processo e o controle dos fatores de risco à saúde do consumidor com base nos instrumento harmonizados no Mercosul.

Em abril de 2001, é publicada a RDC 56, que normatiza a necessidade de requisitos mínimos para comprovar a segurança e eficácia de produtos para a saúde. Essa resolução apresenta um anexo chamado regulamento técnico, Requisitos Essenciais de Segurança e Eficácia de Produtos para a Saúde. Esse regulamento transcreve parte do regulamento técnico da Diretiva Européia de 93/42, no qual apresenta requisitos gerais, relativos ao projeto de fabricação.

Em outubro de 2001 é publicada e republicada em novembro do mesmo ano a RDC 185, cuja classificação de riscos está dividida em quatro classes: I, II, III e IV e 18 regras. A aplicação das regras de classificação deve ser regida pela finalidade prevista dos produtos médicos. Essa resolução é uma parte transcrita da Diretiva Européia 93/42. A verificação da conformidade

desses produtos é de competência da autoridade de vigilância sanitária na inspeção das boas práticas de fabricação (BPF) dos registros dos produtos na ANVISA ou da fiscalização sanitária dos produtos para a saúde. As conformidades exigidas atualmente é para uma pequena parcela de produtos. Atualmente, a análise dos processos de autorização para a comercialização e a classificação de risco à saúde é composta por uma equipe formada por membros do quadro da ANVISA e uma equipe com um número menor de consultores externos. Essa equipe do quadro da ANVISA tem contato pequeno com os produtos a serem registrados dificultando, talvez, a análise sobre riscos. Existe um número expressivo de alertas sanitários e notificações sobre eventos adversos em um período inferior a dois anos: 726 alertas e 1.029 notificações com aproximadamente 30.000 produtos registrados, é necessário uma reflexão sobre esses dados. Pode-se entender que as legislações não estão sendo compreendidas, ou a metodologia de análise de riscos contém algumas falhas.

A legislação européia permitiu eliminar os obstáculos regulamentares de cada país, em prol do estabelecimento de um mercado europeu único. As Diretivas Européias aplicáveis ao conjunto dos estados membros apóiam-se nos quatro grandes princípios fundamentais a seguir: liberdade de circulação dos equipamentos médicos que possuem o selo CE no espaço econômico europeu; o selo CE representa e materializa uma conformidade as exigências essenciais de segurança; a colocação de produtos no mercado do espaço econômico europeu está condicionada à obtenção prévia do selo CE, e a conformidade às exigências de segurança é verificada por organismos credenciados.

Para comprovar a conformidade com os requisitos essenciais e permitir o controle da mesma, é conveniente existirem normas harmonizadas em nível europeu no que respeita à prevenção dos riscos ligados à concepção, à fabricação e ao acondicionamento dos dispositivos médicos. Os dispositivos são divididos em quatro classes (I, IIa, IIb, III) e 18 regras. As regras de classificação baseiam-se na vulnerabilidade do corpo humano e atendem aos riscos potenciais decorrentes da concepção técnica e da fabricação dos dispositivos.

Na classe I, a responsabilidade de segurança e qualidade é exclusiva dos fabricantes, dado o baixo grau de vulnerabilidade dos produtos. Na classe IIa, deve ser obrigatória a intervenção de um organismo notificado abrangendo a fase da fabricação. As classes IIb e III apresentam um elevado risco potencial; é necessário que um organismo efetue o controle da concepção e da fabricação desses produtos.

A Diretiva Européia preconiza: Que requisitos essenciais I e requisitos gerais são a exigência de eliminar ou reduzir os riscos ao mínimo possível (concepção e construção intrinsecamente seguras); Que a declaração CE de conformidade é a exigência do sistema completo de garantia de qualidade; Que o exame CE de tipo 1 é o procedimento através do qual um organismo notificado verifica que um exemplar representativo da produção prevista satisfaz as disposições da presente diretiva que lhe são aplicáveis; Que a verificação CE é o procedimento através do qual o fabricante ou o seu mandatário estabelecido na Comunidade garante e declara que os produtos se encontram em conformidade com o tipo descrito no certificado de Exame CE; Que a declaração CE de conformidade é a garantia de qualidade da produção; Que a declaração CE de conformidade é a garantia de qualidade dos produtos; Que a declaração relativa aos dispositivos para fins específicos são dispositivos feitos por medidas; deverá apresentar informações tais como investigações clínicas e nome do doente, dados que permitem identificar o dispositivo, o nível de acompanhamento e comprometimento do fabricante; Critérios de classificação de riscos; essas regras de classificação regem-se pela finalidade dos dispositivos; Que a Avaliação Clínica é uma investigação clínica.

A legislação norte americana aplica as GMP que representam um programa contínuo de controle de garantia da qualidade com o objetivo de controlar a manufatura, embalagem, estocagem, distribuição e a instalação de produtos médicos. Dessa forma, a FDA pretende que somente os produtos médicos seguros e efetivos possam ser comercializados. No processo de atualização, muitas emendas foram promulgadas de 1984 a 1992 para aumentaram os controles sobre pré e pós-comercialização dos produtos médicos.

A FDA classifica todos os equipamentos comercializados nos Estados Unidos em três classes regulatórias, com base em recomendações e especialistas, para garantir que cada dispositivo esteja sujeito a controles mais apropriados: Classe I – Controle geral; é a conformidade com os regulamentos de BPF; Classe II – Controles especiais. Os controles gerais não são suficientes para garantir a segurança e a efetividade; são necessárias mais informações para desenvolver controles especiais que garantam a segurança e a eficácia, padrões de desempenho, avaliação pós-venda, registro de pacientes, manuais, recomendações e outras ações apropriadas; Classe III – Pré-aprovação de venda para os produtos médicos implantáveis, equipamentos de suporte ou manutenção a vida de médio e alto risco. É o acompanhamento pelo órgão regulador dos testes dos relatórios finais da pesquisa clínica.

Observação: no estudo, utilizou-se o termo produtos para a saúde, mas observa-se que a legislação européia usa o termo dispositivo médico e a legislação, sendo que a norte-americana utiliza produto médico, e sendo que todos eles possuem o mesmo significado.

Discussão e Conclusão

A primeira etapa para a preocupação com a qualidade dos produtos para a saúde comercializados no Brasil foi através da publicação da Lei 6.360/76 e do Decreto 77.094/77. Após essa data, houve uma situação de inércia do governo em relação à qualidade dos produtos médicos comercializados no país.

Os anos 90 foram pontuados por iniciativas governamentais e não-governamentais que visavam a introduzir o conceito de qualidade na assistência à saúde, e teve início uma discussão sobre riscos à saúde.

No final da década de 90, foi criado um novo órgão do governo, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), com poder de regulamentar e controlar a qualidade dos produtos para a saúde na pós-comercialização para diminuir e minimizar os riscos à saúde. A estrutura deste órgão foi inspirado no modelo americano (FDA).

A ANVISA, no ano 2000, deu impulso e ratificou um novo marco na busca da qualidade na saúde, identificando características nos produtos que podem gerar impactos sobre a segurança. Nesse mesmo ano, é publicada uma resolução de Boas Práticas de Fabricação, BPF. Essa resolução faz a análise documental e de evidências do processo produtivo que vai desde a recepção da matéria prima à rastreabilidade do produto para a saúde no paciente. Apesar de a legislação preconizar que seja aplicada a todos os produtos médicos, atualmente está sendo aplicada para alguns produtos de diferentes classes de risco. Percebe-se a falha nessa resolução em não exigir mapeamento e gerenciamento de riscos à saúde do produto. Nota-se que após 10 meses foi publicada uma nova resolução RDC 56, com requisitos de segurança e eficácia dos produtos para a saúde com um anexo chamado regulamento técnico tratando de requisitos essenciais de segurança e eficácia no projeto e na fabricação. Essa publicação é parte da transcrição da legislação européia, na qual busca um nível de detalhamento para análise do sistema da qualidade da produção do produto, como um complemento em relação a riscos da RDC 59. Nenhuma das duas resoluções prevê o mapeamento e o gerenciamento de riscos à saúde dos produtos para a saúde em geral

As legislações internacionais como a Diretiva Européia e a FDA fazem exigências de conformidade, ensaio de tipo (amostragem), verificação da conformidade (uma autodeclaração do fabricante), conformidade da produção/produto de todos os produtos de médio e alto risco. Também exigem controle de qualidade para produtos especiais; por exemplo, próteses sobre medida e a avaliação clínica (pesquisa clínica) do produto para a saúde com tecnologia inovadora, e mais as exigências que foram transcritas pela legislação sanitária brasileira.

Em 2001, foi substituída a Portaria conjunta número 1 pela RDC 185. Essa resolução, parte dela, foi transcrita da Diretiva Européia, existindo, talvez, o esquecimento de rever as portarias anteriores de 1999 em que seguiam uma classificação de risco à saúde do sistema norte-americano. Nessa época foi reduzida significativamente o quadro de consultores externos, o que levou uma perda acentuada na qualidade das análises de enquadramento de riscos dos produtos.

Com o mercado globalizado, existe uma tendência de harmonização entre todas as legislações mundiais, principalmente aquelas que possuem o objetivo de diminuir e minimizar riscos. Mas percebe-se que existe um desencontro de exigências das informações sobre riscos à saúde na legislação brasileira.

As Portarias 2.043/94, 2.661/95, conjunta número 1 e a RDC 59/2000 foram transcritas da FDA em relação ao potencial de risco que representam à saúde do usuário. A RDC 56 e RDC 185, ambas do ano 2001, foram parte transcritas da legislação européia com o esquecimento de requisitos importantes, tais como conformidade, ensaio de tipo (amostragem), verificação da conformidade (uma autodeclaração do fabricante), conformidade da produção/produto de todos os produtos de médio e alto risco. Foram esquecidos os controles de qualidade para produtos especiais; por exemplo, próteses sobre medida e a avaliação clínica (pesquisa clínica) do produto para a saúde com tecnologia inovadora.

Após esse estudo, pode-se dizer que as informações sobre riscos à saúde exigidas pela legislação sanitária brasileira são insuficientes para garantir que o produto para a saúde seja disponibilizado ao usuário com segurança.

Sugere-se que as legislações sejam revisadas, escritas de maneira harmonizada e possam ser atualizadas a cada 4 anos, para que haja uma constante atualização.

Apresenta-se a sugestão de acrescentar às legislações atuais novos requisitos de exigências como pesquisa clínica, mapeamento e gerenciamento de risco dos produtos médicos para diminuir e minimizar os riscos à saúde para garantir a segurança do usuário.

Segurança absoluta não pode ser garantida mas pode-se trabalhar para minimizar e diminuir os riscos com os produtos para a saúde.

Referências Bibliográficas:

[1] ECCLEESTON, R. C. – Programa Modelo Regulador de Dispositivos Médicos: Guia Internacional. Organização Pan-Americana de Saúde, Organização Mundial de Saúde, 1996.

[2] ANVISA – Relatório de Implantes Cirúrgicos, Análise da Situação dos Fabricantes de Implantes no Brasil. Brasília, 2003.

[3] AAMI-Association for the Advancement of Medical Instrumentation. ANSI/AAMI/ISO 14.971/2000.

[4] http://europa.eu.int/scadplus/leg/pt/lvb/l21010b.htm acessado em 03/03/2004

[5] http://e-legis.bvs.br/leisref/public/php/home.php acessado em 15/03/2004

[6] http://www.fda.gov/cdrh/lawsregs.html acessado em 06/02/2004

ESTIMATIVAS DE PERIODICIDADE EM OSSO TRABECULAR HUMANO VIA AUTOCORRELAÇÃO ESPECTRAL EM SINAIS ULTRA-SÔNICOS

A. L. Bakita [1], W. C. A. Pereira [1], P. Laugier [2]

[1]Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/ Universidade Federal do Rio de Janeiro, C. Postal 68510, CEP 21945-970, Rio de Janeiro, RJ, Brasil
[2]Laboratoire d'Imagerie Paramétrique, UMR 7623 – University of Paris VI, Paris, France

ramel@peb.ufrj.br wagner@peb.ufrj.br

Abstract: Mean scatterer spacing (MSS) is a parameter that can be used to characterize the periodicity of biological tissues from ultrasound (US) signals. The present *in vitro* study uses the spectral autocorrelation function (SAC) to estimate the MSS of the human cancellous bone. The periodicity is obtained from the spectral peak of the SAC matrix. Initial investigation was done using US pulse-echo signals from two wire-phantoms with spacing of 0.8 mm and 1.2 mm. The corresponding MSS values obtained were 0.77 mm and 1.10 mm. In the next step, US signals were obtained from 24 cylinders of human trabecular bone, whose MSS values ranged from 1.07 mm to 1.63 mm as measured by synchrotron microtomography. The MSS estimated from SAC presented a good correlation (R^2 = 0.69) with the microtomography measures, thus showing its potential to characterize trabecular bones.
***Key words*: Ultrasound; Mean Scatterer Spacing; Spectral AutoCorrelation; Trabecular bone.**

Introdução

A quantificação de sinais ultra-sônicos provenientes dos tecidos biológicos tem como objetivo a caracterização do estado em que se encontra o tecido (normal ou patológico). Diferentes parâmetros têm sido utilizados para caracterizar o meio, tais como a atenuação do pulso ultra-sônico, a velocidade de propagação da onda, o diâmetro médio das partículas e o espaçamento médio dos espalhadores (Mean Scatterer Spacing - MSS). Este último tem chamado atenção de pesquisadores em anos recentes, por estar ligado à caracterização da estrutura de meios biológicos quasi-periódicos.

Há várias técnicas para estimar o MSS, a maioria delas baseadas em análise espectral. Entre as mais recentes encontram-se a Autocorrelação Espectral (*Spectral AutoCorrelation* - SAC) que foi proposta por Varghese et al. [1], a Análise do Espectro Singular (*Singular Spectrum Analysis* – SSA), descrita em Vautard e Ghil [2], e Pereira e Maciel [3, 4], e o método de transformação quadrática de SIMON et al. [5].

O SAC é uma técnica espectral atraente por gerar uma matriz no domínio da freqüência onde há picos que são gerados apenas pela influencia dos espalhadores periódicos dos sinais US. Neste trabalho, a técnica SAC será inicialmente usada para estimar o espaçamento médio de phantoms compostos de fios de nylon para verificar o comportamento do método para sinais simples. Em seguida o mesmo será aplicado na estimativa do valor médio das trabéculas do osso calcâneo a partir de sinais ultra-sônicos retroespalhados. As estimativas obtidas para o calcâneo serão comparadas com aquelas obtidas de forma independente a partir de microtomografia por sincrotron [6, 7].

Abordagem Teórica

A função de autocorrelação espectral SAC é definida como o valor esperado do produto da transformada de Fourier de um sinal com a transformada de Fourier de seu conjugado, conforme a Equação 1 [1]:

$$S(f_1, f_2; t) = E\,[Y(f_1; t)\;\; Y^*(f_2; t)] \qquad \textbf{(1)}$$

onde $Y(.)$ é a transformada de Fourier do segmento do sinal y(.), centrado no tempo t, enquanto $Y^*(.)$ é o seu complexo conjugado.

A função SAC gera uma distribuição bidimensional de freqüência onde, a diagonal principal é real, representa a correlação entre os componentes de mesma freqüência (função Densidade Espectral de Potência) e os termos fora da diagonal principal são complexos e representam a correlação entre os termos de freqüência diferente.

Modelando o sinal ultra-sônico x(t) como sendo formado em duas parcelas (Equação 2):

(a) uma seqüência de N_S impulsos distribuídos regularmente seguindo uma função Gama (τ_n), com funções de amplitude de espalhamento a_n uniformemente distribuídas e

(b) uma seqüência de N_D impulsos uniformemente distribuídos (θ_n) com funções de amplitude de espalhamento v_n também de distribuição uniforme,

$$x(t) = \sum_{n=1}^{N_S} a_n \, \delta(t-\tau_n) + \sum_{n=1}^{N_D} v_n \delta(t-\theta_n) \qquad \textbf{(2)}$$

em seguida aplicando-se a Equação 2 na Equação. 1, pode-se mostrar, após alguma manipulação algébrica que a função SAC se torna:

$$S(f_1, f_2; t) = E\left[\sum_{n=1}^{N_S}\sum_{m=1}^{N_S} A_n(f_1)\, A_m^{*}(f_2)\, e^{-j2\pi(f_1\tau_n - f_2\tau_m)}\right] + \sum_{m=1}^{N_D} E[V_n(f_1)\, V_n^{*}(f_2)]\, \delta(f_1 - f_2)) \qquad (3)$$

onde A_i e V_i são as respectivas transformadas de Fourier das funções de amplitude de espalhamento das partículas a_i e v_i. A última parcela da Equação 3 apresenta contribuições somente das partículas difusas. Esta contribuição estará presente na diagonal principal da matriz SAC, pois nesse caso $f_1 = f_2$. Por outro lado, para todos os outros elementos da matriz SAC, f_1 é diferente de f_2, portanto, somente há contribuição das partículas regularmente distribuídas. Assim, a periodicidade dos espalhadores regulares pode ser investigada a partir dos picos de amplitude na matriz SAC que estejam fora da diagonal principal, pois estes estão livres da influencia dos espalhadores difusos.

Materiais e Métodos

Decidiu-se aplicar a técnica inicialmente em sinais retroespalhados provenientes de phantoms que foram construídos no Laboratório de Ultra-Som do Programa de Eng. Biomédica da COPPE/UFRJ. Em seguida, com o algoritmo testado em um meio conhecido, foram analisados sinais retroespalhados de osso trabecular de calcâneo humano *in vitro.*

Phantom de Fios de nylon

Os phantoms constituídos de quatro fios de nylon de 0.5 mm de diâmetro e espaçados, um de 0.8 mm e outro de 1.2 mm, foram colocados dentro de uma cuba com água e os sinais RF refletidos registrados, usando um transdutor (M316;Panametrics , USA) de 20 MHz de freqüência central. O transdutor é paralelamente, deslocado ao longo do comprimento dos fios de nylon, em plano B-*Scan*, a um ângulo de 10 a 15º do plano formado pelos fios [4].

Os sinais RF adquiridos foram, amplificados, digitalizados (152 linhas com 100 MHz de freqüência de amostragem) com um osciloscópio de 8 bits (LeCroy 9350AL). Para estes sinais foi usada a velocidade média de 1498 m/s para o ultra-som, e a temperatura de coleta entre 25º e 25,6º C. Os sinais de fios de nylon de phantom foram obtidos no *Laboratoire d'Imagerie Paramétrique* da Universidade de Paris VI (França).

Osso trabecular humano

Os sinais de osso trabecular foram adquiridos de 14 amostras de calcâneo de cadáveres humanos com idades de 75 a 90 anos. Os elementos da estrutura básica de osso esponjoso são trabéculas com espessura em torno de 50 a 150 µm. A distância intertrabecular é de 500 µm a 2 mm. Do calcâneo, são cortados, em plano sagital, fatias de ossos esponjosos com faces paralelas e espessuras de quase 1 cm. Dessas fatias são retirados 24 cilindros de 7 mm de diâmetro.

Os diferentes cilindros foram submersos na água com um par de transdutores de 1 MHz de freqüência central cada. O feixe de US foi posicionado perpendicularmente às amostras, propagando-se na direção médio-lateral. Os sinais RF pulso-eco foram registrados ao longo de varreduras 2D (passos de 1mm). Os sinais foram digitalizados a 12 MHz. De cada cilindro são coletados 36 sinais RF. Os sinais de osso trabecular também foram obtidos no *Laboratoire d'Imagerie Paramétrique* da Universidade de Paris VI (França). Maiores detalhes podem ser encontrados na literatura (Laugier et al 1997, Chaiffai et al. 2000).

Implementação do Algoritmo

A partir de cada sinal ultra-sônico com N pontos foi obtida sua envoltória, gerando um vetor-coluna de dimensão Nx1 (Figura 1). Toma-se, então, uma janela de M pontos deste vetor, obtém-se sua FFT, multiplicando-o, em seguida, pelo seu transposto. Dessas operações resulta a matriz SAC (dimensão MxM). A seguir, a diagonal principal é retirada e busca-se o pico dentre os elementos restantes da matriz. A freqüência correspondente ao pico é colocada na Equação 4, juntamente com a velocidade do ultra-som no meio, para se estimar o MSS. O algoritmo foi implementado em Matlab (Mathworks Inc, Nashville).

$$MSS = \frac{v}{2\Delta f} \qquad \textbf{(4)}$$

Para o caso de sinais de osso trabecular, o pico da matriz SAC é procurado somente dentro de uma janela de frequência que corresponde à faixa de valores esperados de periodicidade (0,5 a 2,0 mm). Os motivos para a aplicação dessa janela estão apresentados na Discussão.

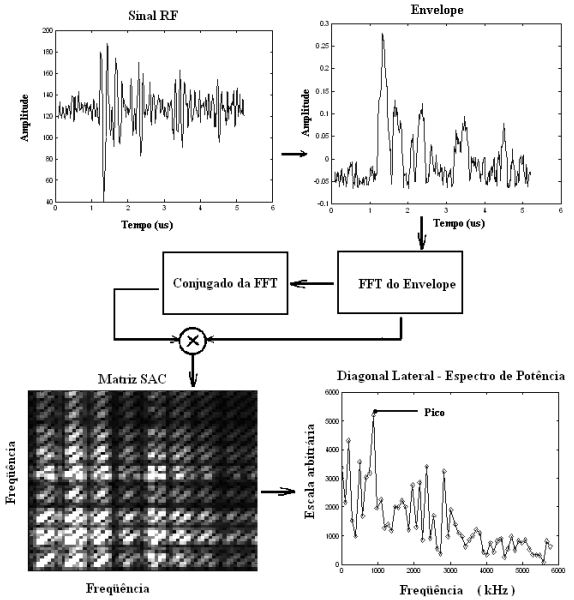


Figura 1: Diagrama de aquisição do SAC onde se observa o Sinal RF original , o seu Envelope , a Imagem do SAC bi-frequencial e Espectro de Potência da diagonal lateral.

Resultados

Os resultados a seguir foram obtidos após processamento do espectro de potência da diagonal lateral como mostrado na Figura 1.

Phantom de fios de nylon

Para os fios de nylon, 152 sinais de US foram processados para cada um dos phantoms, com velocidade média de 1498 m/s (velocidade do US na água, 25°C). Nas Figuras 2 e 3 encontram-se os histogramas dos MSS estimados para cada uma das 152 linhas dos phantoms de 0,8 mm e 1,2 mm respectivamente. Os histogramas possuem largura de classe de 33 μm e 41 classes no total. A média, o desvio-padrão e o coeficiente de variação das estimativas estão na Tabela 1.

Tabela 1: Estimativa MSS para os phantoms defios de de 0,8 mm e 1,2 mm de espaçamento respectivamente

Estimadores	Phantom 0,8 mm	Phantom 1,2 mm
Média (mm)	0,77	1,10
D. Padrão (mm)	0,28	0,00
CV (%)	3,71	0,00
Moda (mm)	0,70	1,10

CV = desvio-padrão/média

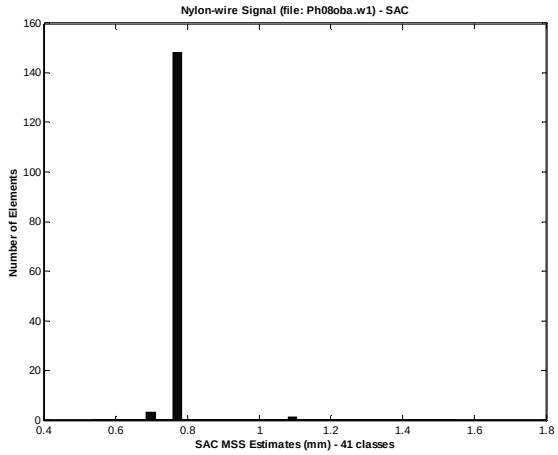


Figura 2: Histograma do SAC referente aos 152 sinais de US do Phantom de 0,8 mm.

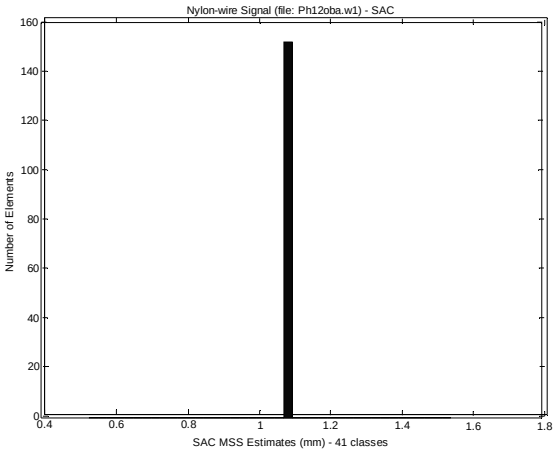


Figura 3: Histograma do SAC referente aos 152 sinais de US do Phantom de 1,2 mm.

Osso trabecular humano

Para os sinais do osso trabecular humano, foram processados 24 amostras com 36 sinais RF cada com velocidade de 1482 m/s (velocidade do US em água, 20°C). Uma janela de processamento foi imposta, de 0,65 mm a 1,5 mm para todos os sinais. Em alguns casos (8 deles) onde os histogramas ficaram com suas ultimas classes superpopuladas, outra janela foi aplicada, de 0,65 mm a 2,1 mm. Os resultados obtidos com o SAC estão na Tabela 2, junto com as medidas obtidas com a microtomografia sincrotron. Uma reta de regressão linear das estimativas de MSS via SAC e via Sincrotron, pode ser vista na Figura 4, e exibe um coeficiente de correlação $R^2 = 0,69$.

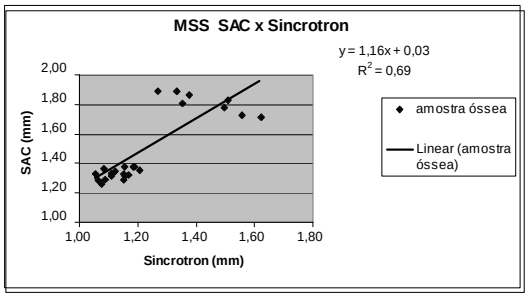


Figura 4: Regressão Linear entre as estimativas do MSS do osso trabecular por SAC e por Sincrotron.

Tabela 2: Estimativa MSS do osso trabecular humano por Sincrotron e por SAC (36 estimativas para cada média).

Amostras	MSS Sincrot (mm)	SAC MSS média (mm)	SAC CV (%)
1	1,16	1,31	10,82
2	1,12	1,34	8,89
3	1,15	1,28	9,17
4	1,09	1,28	10,58
5	1,50	1,77	11,65
6	1,63	1,70	16,47
7	1,08	1,25	10,34
8	1,11	1,30	10,89
9	1,11	1,31	7,26
10	1,38	1,84	12,21
11	1,36	1,78	11,02
12	1,56	1,70	16,50
13	1,20	1,35	7,04
14	1,16	1,30	10,41
15	1,34	1,86	10,59
16	1,06	1,30	12,11
17	1,21	1,32	10,17
18	1,19	1,34	8,18
19	1,16	1,34	6,75
20	1,09	1,33	11,88
21	1,52	1,79	12,20
22	1,28	1,85	10,73
23	1,18	1,28	11,15
24	1,07	1,25	12,87

Discussão e Conclusão

Os resultados estimados pelo método SAC proporcionam MSS em torno de 0,77 mm e 1,10 mm respectivamente para os sinais de fios de nylon de 0,8 mm e 1,2 mm. Os sinais do phantom de 1,2 mm tinham melhor qualidade (relação sinal/ruído) e isso se refletiu nas estimativas semelhantes entre si, como se pode ver no histograma (Figura 3). Já os sinais do phantom de 0,8 mm, a relação sinal/ruído era menor, tornando as estimativas um pouco mais dispersas (Figura 2), gerando três classes no histograma. Na estimação das médias para os sinais de fios de nylon, nenhuma janela prévia de processamento foi necessária pelo fato dos phantoms apresentarem características periódicas evidentes e praticamente sem ruido.

Para os sinais de osso trabecular humano, entretanto, a janela prévia de processamento foi necessária pelo fato das trabéculas terem espessura e orientação espacial diferentes. Assim. trabéculas mais espessas podem dominar a energia retroespalhada e o algoritmo estimaria o MSS entre estes alvos e não entre trabéculas vizinhas. A correlação de $R^2 = 0,69$ entre as estimativas SAC e aquelas por radiografia sincrotron é satisfatória e indica que o método tem potencial para ser explorado no estudo da mudança do espaçamento de trabéculas quando da instalação de doenças como a osteoporose.

Agradecimentos: Capes, Ministério da Educação do Gabão pela ajuda financeira e Adriana Kauati e André Alvarenga pela ajuda técnica.

Referências

[1] VARGHESE T., DONOHUE K. D., **"**Estimating mean scatterer spacing with the frequency smoothed spectral autocorrelation function", *IEEE Trans. on UFFC,* 42: 451-463, 1995.

[2] VAUTARD R., GHIL M., "Singular-spectrum analysis in nonlinear dynamics with applications to paleoclimatic time series", *Physica D*, 35:395-424, 1989.

[3] PEREIRA W. C. A., MACIEL C. D., "Performance of ultrasound echo decomposition using singular spectrum analysis", *Ultras. Med. & Biol.* 27(**9**): 1231-1238, 2001.

[4] PEREIRA W. C. A., ABDELWAHAB A., BRIDAL S. L., LAUGIER P., "Singular Spectrum Analysis applied to 20 MHz Backscattered US Signals from periodic and quasi-periodic Phantoms", *Acoustical Imaging* 26: 239-246, 2002.

[5] SIMON C., SHEN J., SEIP R., and EBBINI. E. S., "A Robust and Computationally Efficient Algorithm for Mean Scatterer Spacing Estimation", IEEE Trans. UFFC. 44 (4): 882-894, 1997.

[6] LAUGIER P., DROIN P., LAVAL-JEANTET A. M., and BERGER G., "In vitro assessment of the relationship between acoustic properties and bone mass density of the calcaneus by comparison of ultrasound parametric imaging and quantitative computed tomography", *Bone*. 20: 157-165, 1997.

[7] CHAFFAÏ S., ROBERJOT V. F., PEYRIN F. G., BERGER G., and LAUGIER P., "Frequency dependence of ultrasonic backscatter in cancellous bone. autocorrelation model and experimental results", *J. Acoust. Soc. Am.*108: 2403-2411, 2000.

SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DE ESTRATÉGIAS DE MANUTENÇÃO DE EQUIPAMENTOS DE MAMOGRAFIA

F. C. Coelli*, R. B. Ferreira*, W. C. A. Pereira* e R. M. V. R. Almeida*.

* Universidade Federal do Rio de Janeiro / Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: coelli@peb.ufrj.br

Abstract: The elaboration of a maintenance strategy is a main concern for hospital administrators. The strategies can be optimized through computational simulation of discrete events. The objective of this work is to present a model of a standard mammography clinic and to analyze the impact of different mammograph maintenance strategies on the clinic routine. The simulation was implemented in *MedModel* software and it has been tested two basics situations: programmed and not programmed maintenance. The results are presented and these two maintenance situations are discussed as a function of the availability of the mammography equipment and its percentage of effective use.

***Palavras Chaves*: Simulação, Estratégias de manutenção, Engenharia Clínica, Mamografia.**

Introdução

A estratégia de manutenção mais adequada para equipamentos médicos se constitui em um sério problema para os administradores hospitalares [1]. Em geral, esses equipamentos são complexos e necessitam de pessoal qualificado para sua manutenção [2].

A definição dessas estratégias pode ser auxiliada pela construção de modelos empíricos, uma área de pesquisa que vem recebendo atenção crescente. Um exemplo é a utilização de processos de simulação computacional, por exemplo, a chamada "simulação por eventos discretos" [3, 4], assim chamada quando o sistema depende de variáveis que assumem valores discretos, isto é, em um domínio de valores finitos [5].

A simulação de eventos discretos pode ser realizada com o auxílio de diversos *softwares* comerciais, entre eles, o *MedModel* [6, 7], que permite análises de fluxo de pacientes, dimensionamento do quadro funcional e do parque de equipamentos de uma unidade, além de análise das estratégias de manutenção no ambiente hospitalar [8,9, 10].

O objetivo deste trabalho é apresentar um modelo de uma clínica de mamografia baseada em um hospital do Instituto Nacional do Câncer e analisar estratégias de manutenção nos aparelhos de mamografia em serviços do setor, utilizando procedimentos de simulação de eventos discretos.

Materiais e Métodos

O *layout* do modelo, representado na figura 1, corresponde a uma clínica física do Inca. A clínica é constituída por uma sala de troca, uma de espera, duas de mamógrafo (1 e 2), uma de laudo, uma câmara escura e uma câmara clara. Os trajetos dos médicos, técnicos e pacientes foram definidos de acordo com os caminhos mais comuns, observados no local. Foram consideradas a velocidade média de uma pessoa andando normalmente dentro da clínica, o tempo médio de realização de mamografia, de confecção do laudo, de revelação do filme, de troca de roupas e a taxa de repetição de exames.

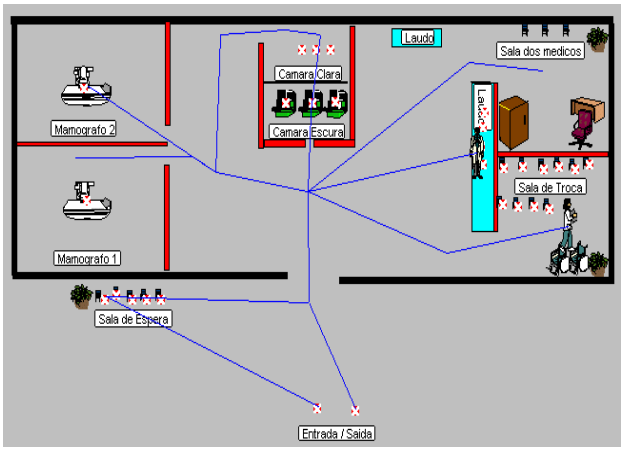


Figura 1: *Layout* da Clinica de Mamografia.

Foram analisadas duas configurações de funcionamento: a primeira com apenas um mamógrafo, e, a segunda, com dois.

O processo de atendimento pode ser resumido da seguinte forma:

Os pacientes oriundos de outros setores do Hospital entram na clínica e aguardam na sala de espera. O técnico conduz o paciente até a sala de troca. Com vestimenta apropriada, o paciente é conduzido até a sala de exames, onde se encontra o mamógrafo. Ao término do exame, o paciente volta para a sala de troca e aguarda sua liberação, caso a mamografia tenha imagem satisfatória. Do contrário, o paciente retorna à sala de exames. O técnico leva o filme sensibilizado pela radiação para revelação na processadora de filmes que se encontra na câmara escura. Após a revelação, ele é levado pelo técnico para a realização do laudo, a ser feito pelo médico.

Na segunda configuração, o paciente é conduzido primeiramente para a sala de exames 1. Caso esteja ocupado, o paciente é conduzido para a sala 2. O resto do procedimento é idêntico ao anterior.

As duas configurações contam com simulações de paradas programadas e não-programadas, com freqüência de uma parada por mês, ou a cada 720 horas de funcionamento da clínica. As programadas são aquelas onde o administrador faz a programação previamente para a realização da manutenção preventiva, e as não programadas são realizadas sem que haja agendamento prévio.

As paradas de manutenção seguem uma distribuição normal, com média de 0 (sem desvio padrão) a 1000 minutos (desvio-padrão de 1 minuto). Foram realizadas seis simulações para cada configuração, variando-se o tempo de parada de zero até 5000 minutos, em intervalos de 1000 minutos. O tempo de simulação foi de 16 semanas.

Nas duas configurações manteve-se o mesmo quadro funcional (3 técnicos e 1 médico).

A Tabela 1 apresenta os valores dos parâmetros adotados no modelo. As capacidades da *fila da sala de espera*, *de troca* e *de exames* são relativas ao número de pacientes permissíveis em cada fila. O valor indefinido é qualquer valor admissível, dentro de valores práticos. As capacidades *da fila da câmara escura* e *da sala de laudos* são relativas ao número de filmes na fila de espera para processamento.

A média de pacientes por dia é a quantidade de pacientes que entraram na clínica. *Expediente da clínica* é o período de seu funcionamento. *Pausas programadas* é a parada para o almoço. *Paradas para manutenção* são as paradas programadas ou não, durante as quais se realizam as manutenções dos equipamentos de mamografia. A entrada de pacientes obedece a uma distribuição exponencial, com intervalo entre chegadas de λ minutos. *Velocidade de trânsito* é a velocidade que os médicos, técnicos e pacientes transitam dentro da clínica. *Período de simulação* é o tempo de simulação do modelo.

Com o modelo construído, a duração da parada e do agendamento da manutenção foram alterados a cada rodada de simulação (seis com paradas não-programadas e seis com paradas programadas), aumentando-se o tempo de simulação em 1000 minutos a cada rodada.

Tabela 1. Valores dos Parâmetros do Modelo

Parâmetros do Modelo	**Valores**
Capacidade da fila Sala de Espera	Indefinido
Capacidade da fila Sala de Troca	Indefinido
Capacidade da fila Câmara escura	Indefinido
Capacidade da fila Sala de Laudos	Indefinido
Capacidade da fila Sala de exames	1
Média de Pacientes / Dia	13
Expediente da Clínica	08:00 às 18:00 hs
Pausas Programadas	12:00 às 13:00 hs
Paradas para Manutenção	1 / mês
Dist. de entrada de Pacientes	Exponencial λ=20
Velocidade de trânsito	38 metros/ minuto
Taxa de repetição de exames	10%
Período de Simulação	16 semanas

Dois parâmetros foram monitorados durante as simulações: as horas programadas e a utilização do mamógrafo. O primeiro representa o tempo em horas que é preciso manter o mamógrafo disponível para atendimento de um determinado número de pacientes (*horas disponíveis*), e o segundo é o percentual efetivo de utilização do equipamento em cada simulação (*utilização*).

Resultados

Os resultados são apresentados sob a forma de gráficos. As informações sobre a configuração 2 são apresentadas como a média aritmética dos valores individuais dos mamógrafos.

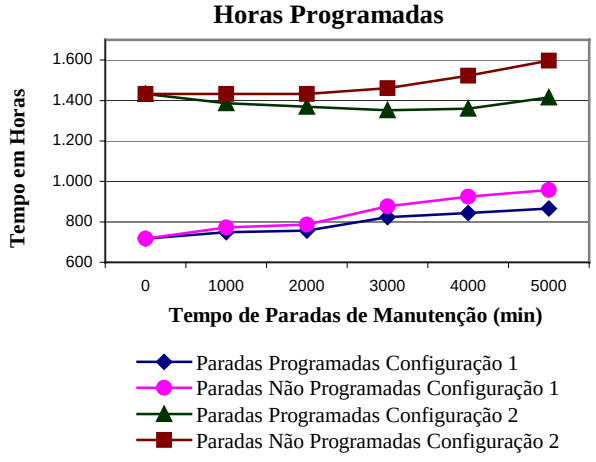


Figura 2: Horas Disponíveis.

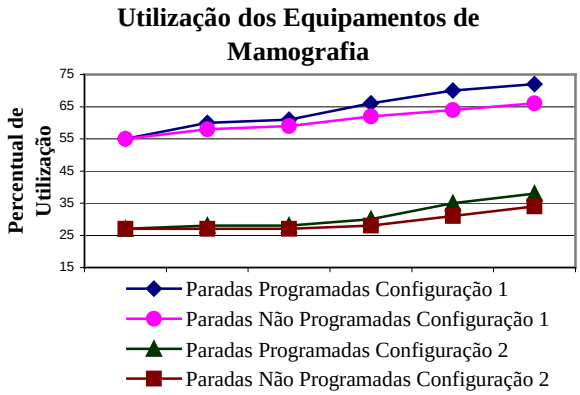


Figura 3: Gráfico da Utilização dos Mamógrafos.

Na figura 2, tem-se a representação gráfica da disponibilidade dos mamógrafos, tempo em horas programadas pelo aumento do tempo de manutenção dos mamógrafos nas duas configurações.

Na figura 3, tem-se o percentual de utilização nas duas configurações. Nas seqüências relativas à segunda configuração, observa-se que o mamógrafo 1 foi utilizado mais vezes, tanto para paradas programadas quanto para não-programadas.

Discussão e Conclusão

O correto funcionamento de equipamentos de imagem, por exemplo, o mamógrafo, é indispensável para se obter sucesso na detecção precoce do câncer de mama. Faz-se necessário, também, otimizar o tempo despendido em manutenções desses equipamentos, com a finalidade de diminuir a espera dos pacientes.

A simulação por eventos discretos pode ser um importante instrumento para análise de impactos das estratégias de manutenção. A comparação entre as paradas programadas e as não-programadas evidencia os benefícios do agendamento das manutenções.

Todas as rodadas de simulação foram executadas considerando-se o mesmo tempo de aquecimento do gerador de números aleatórios (*warm-up)* e o mesmo número de replicações (3). O tempo de *warm-up* (4 horas) é relativo ao tempo de simulação e foi um valor satisfatório para o modelo.

Assumiu-se uma capacidade ilimitada para a clínica, exceto a sala de exames, com a finalidade de isolar-se o impacto das alterações ocorridas devidas às paradas dos mamógrafos, as únicas contabilizadas no relatório final.

A simulação com um só mamógrafo (configuração 1) mostrou que, para a quantidade de pacientes do modelo seria o suficiente, pois em nenhum momento a sua utilização tornou-se demasiadamente alta. Note-se ainda que a quantidade de pacientes do modelo é inferior à quantidade de pacientes atendidos na Clínica do INCa utilizada como base para a simulação. Nesta configuração observou-se um crescimento do tempo das horas programadas, tanto para paradas programadas quanto não-programadas. Isto se deveu ao aumento da programação de trabalho do equipamento, uma vez que o tempo de parada para manutenção também aumentou. Além disso, pode-se supor que o tempo programado é maior para paradas não-programadas devido à conseqüente desorganização do atendimento. Assim o sistema aumenta o tempo de trabalho, para atender a quantidade de pacientes previamente determinada. Ou seja, quando a parada é programada, o sistema passa a utilizar o mamógrafo mais intensamente para compensar o tempo de parada.

Na seqüência de dados da configuração 2, o tempo programado e percentual de utilização são apresentados como médias dos valores dos dois mamógrafos. No modelo, o mamógrafo 1 foi mais utilizado devido aos processos estabelecidos no modelo, que indicam esse mamógrafo como o primeiro a ser utilizado, caso os dois estejam desocupados. Com isso, tempo programado e utilização do mamógrafo 1 é conseqüentemente maior. O mesmo raciocínio utilizado na configuração 1 pode ser utilizado para explicar as curvas da configuração 2. Todo aumento de tempo de manutenção reflete no aumento de tempo programado e utilização.

A metodologia apresentada se mostrou muito útil para o gerenciamento de manutenções de mamógrafos, podendo ser estendida para outros equipamentos médicos. Os passos futuros serão a simulação com dados de falhas reais para que se obtenha a projeção de tempo de espera, de utilização e disponibilidade dos equipamentos, visando a definição da estratégia de manutenção.

Referências

[1] COELLI F. C., ALMEIDA R.M.V.R., PEREIRA W. C. A., 'Indicadores de Conformidade em um Serviço de Radiologia', Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica 2002, São José dos Campos - SP, 2002.

[2] COELLI F. C., *Avaliação de desempenho de Aparelhos de Raios-X no Hospital Municipal Miguel Couto, Rio de Janeiro.* Tese de Mestrado, Rio de Janeiro: Programa de Engenharia Biomédica UFRJ/COPPE, 2002.

[3] AZADIVAR F., SHU J. V., 'Use Of Simulation In Optimization Of Maintenance Policies', *Proceedings of the 1998 Winter Simulation Conference,* Washington, DC, USA, pp 1061-1067, 1998.

[4] BARTON R. R., 'Designing Simulation Experiments', *Proceedings of the 2001 Winter Simulation Conference,* Arlington, VA, USA, pp 47-52, 2001.

[5] CASSANDRAS C. G., *Discrete Event Systems: Modelling and Performance Analysis.* Aksen

Associates Incorporate Publishers, ISBN:0-256-11212-6, 1993.

[6] PROMODEL CORPORATION, *"MedModel User's Guide"*, 2001.

[7] GROOTHUIS S., VAN MERODE G.G., HASMAN A., 'Simulation as decision tool for capacity planning', Computer Methods and Programs in Biomedicine 66:139-151, 2001.

[8] DENNEY S. H., 'MedModel® - Healthcare Simulation Software', *Proceedings of the 1997 Winter Simulation Conference*, Atlanta, USA, pp 581-586, 1997.

[9] PRICE R. N., HARREL, C. R., 'Healthcare Simulation Modeling and Optimization Using MedModel', *Proceedings of the 1999 Winter Simulation Conference*, Phoenix, AZ, USA, pp 215-219, 1999.

[10] PRICE R. N., HARREL C. R., 'Simulation Using Promodel Technology', *Proceedings of the 2002 Winter Simulation Conference*, San Diego, CA, USA, pp 192-198, 2002.

SISTEMA ULTRA-SÔNICO PARA OPERAR NO MODO PULSO-ECO OU TRANSMISSÃO/RECEPÇÃO NA FAIXA DE 20 kHz A 20 MHz

F. V. F. N. Sinhori*, J. M. Maia*, E. T. Costa** e V. L. S. N. Button**

* Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná (CEFET-PR)
CPGEI/DAELN – CEFET-PR, Curitiba, Brasil
** Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP)
DEB/FEEC e CEB – UNICAMP, Campinas, Brasil

e-mail: franco@mps.com.br

Abstract: A flexible transmission/reception and pulse-echo ultrasound test system was developed. The equipment consists basically of three modules: 1) a transmission module that generates short width (100 ns - 750 ns) and high amplitude negative pulses (-40 V - -240 V) with a repetition rate controlled from 100 Hz to 1 kHz; 2) a reception module to amplifies (0 dB - 40 dB) the received ultrasound signals and 3) a control module. An oscilloscope connected to the output of the reception unit shows the received ultrasound signals. Results of transducers operating in the pulse-echo and transmission/reception modes are shown.
***Palavras Chaves*: ultra-som, pulso-eco, transdutores, instrumentação biomédica, transmissão/recepção**

Introdução

A utilização de ultra-som tem crescido muito na área de medicina devido ao seu baixo custo, à possibilidade de se conseguir imagens em tempo real, prover informações das propriedades elásticas dos tecidos, ser um método não invasivo e principalmente devido à sua característica de radiação não ionizante. Ele tem sido largamente empregado como auxiliar no diagnóstico médico dentro da obstetrícia, ginecologia, oftalmologia, neurologia e cardiologia, além de sua utilização como ferramenta comum em procedimentos terapêuticos e caracterização de tecidos biológicos [1] [2] [3].

O tipo de análise e processamento a ser efetuado nos sinais enviados e recebidos pelos transdutores depende das informações requeridas, que podem ser a apresentação de um órgão interno em um monitor, a atenuação ou velocidade de propagação da onda ultra-sônica em um determinado órgão, a estimação de fluxo sangüíneo ou o deslocamento de determinadas estruturas em relação às suas posições normais [4] [5].

A compreensão dos princípios básicos da geração de ondas ultra-sônicas, assim como de sua interação e propagação em diferentes meios é de grande importância para uma maior confiabilidade no processamento das informações obtidas por este tipo de radiação. A exatidão com que se procura quantificar estas informações depende do entendimento dos processos físicos de propagação e espalhamento das ondas ultra-sônicas nos diferentes meios, bem como dos métodos e da instrumentação utilizados para realizar essas medidas, como por exemplo: transdutores, capacidade dos equipamentos em fornecer a informação desejada, o tipo de campo ultra-sônico, etc. [2] [5] [6] [7] [8].

A capacidade para o desenvolvimento de pesquisas está diretamente ligada à infra-estrutura disponível nos laboratórios de pesquisa. O grande problema é que muitos dos equipamentos necessários são geralmente importados, de alto custo e nem sempre apresentam todas as características desejadas em um único protótipo. Para contornar esta situação, muitas vezes, torna-se necessário o desenvolvimento de instrumentação aplicada, de baixo custo, que permita dar continuidade às pesquisas.

Nesse trabalho foi desenvolvido um equipamento portátil de baixo custo, para operar no modo pulso-eco ou transmissão/recepção e que possa ser utilizado para realizar pesquisas básicas na área de ultra-som aplicado à medicina. Foram utilizados componentes de rádio freqüência do tipo banda larga, que permitiram a obtenção de pulsos para excitação dos transdutores com largura controlável entre 100 ns e 750 ns, amplitude controlável entre 40 V e 240V e taxa de repetição na faixa entre 100 Hz e 1 kHz. O sistema pode receber sinais ultra-sônicos com freqüências na faixa entre 20 kHz e 20 MHz e amplificá-los com ganhos controláveis na faixa entre 0 dB e 40 dB.

Materiais e Métodos

A Figura 1 mostra o diagrama em blocos do equipamento desenvolvido. O módulo de transmissão é responsável pela geração de pulsos de alta amplitude e largura estreita que serão aplicados a um transdutor conectado à sua saída. No modo pulso-eco, a saída está ligada à entrada da unidade de recepção para captar os sinais recebidos pelo transdutor. Para que os pulsos de alta amplitude não danifiquem os circuitos de recepção, torna-se necessário a utilização de circuitos de proteção. Uma fonte de alimentação foi projetada para o circuito de geração de pulsos para fornecer tensões de 40 V a

240 V. Há também um bloco intermediário, circuito de corte e de controle de ganho, entre a unidade de transmissão e a de recepção, utilizado para seleção de ganho do estágio de amplificação na unidade de recepção e para desligar o circuito de recepção durante a aplicação dos pulsos de alta amplitude evitando, desta forma, ruídos e danos aos circuitos. Para operar no modo transmissão/recepção, a unidade de transmissão é desacoplada da unidade de recepção utilizando-se uma chave, de forma que um transdutor passa a ser utilizado como transmissor (acoplado à unidade de transmissão) e outro como receptor (acoplado diretamente à unidade de recepção).

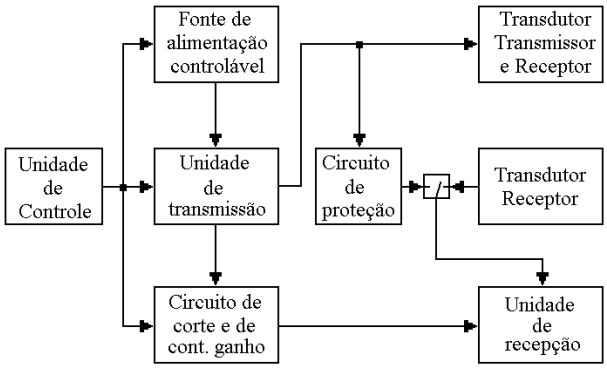


Figura 1: Diagrama em blocos do equipamento desenvolvido para operar no modo pulso-eco ou transmissão/recepção.

O diagrama em blocos da unidade de transmissão é mostrado na Figura 2. Os circuitos dessa unidade são formados basicamente por um multivibrador astável, um multivibrador monoestável, um circuito de conversão de nível lógico, um *driver* de corrente e um circuito de potência.

O oscilador astável foi implementado com a utilização de portas lógicas NAND e fornece freqüências de 100 Hz a 1 kHz, controlando assim a taxa de repetição da geração dos sinais elétricos para excitação dos transdutores. Os pulsos de largura controlável na faixa entre 100 ns e 750 ns são obtidos através do multivibrador monoestável. O circuito integrado que forneceu uma largura de pulso adequada foi o 74LS123. O sinal vindo do monoestável passa por um conversor de nível lógico TTL/CMOS (74HC7407) e por um *driver* de corrente para MOSFET, sendo esse o TPS2812 da Texas Instruments.

Após o condicionamento do pulso nos estágios anteriores, ele é utilizado para acionamento do circuito de potência (Figura 3), no qual o elemento principal é o MOSFET IRF840. Conectados ao IRF840 estão um resistor do dreno para a fonte de alimentação de alta amplitude e um capacitor do dreno para a saída da unidade de transmissão, na qual está acoplado o transdutor que pode operar no modo pulso-eco ou apenas como transmissor. Paralelamente ao transdutor, foram acoplados seis resistores que podem ser selecionados através de uma chave e servem para casamento de impedância entre o circuito de saída e o transdutor. Assim, o pulso, previamente condicionado, chega à porta do MOSFET, fazendo com que este entre em condução, aterrando o dreno e conseqüentemente gerando na saída um pulso de amplitude negativa e igual, em módulo, ao da fonte de alta tensão.

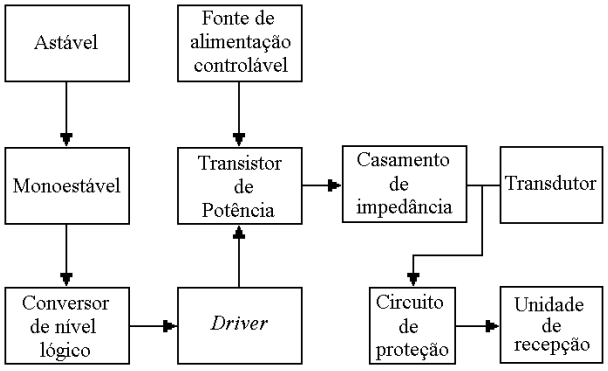


Figura 2: Diagrama em blocos da unidade de transmissão.

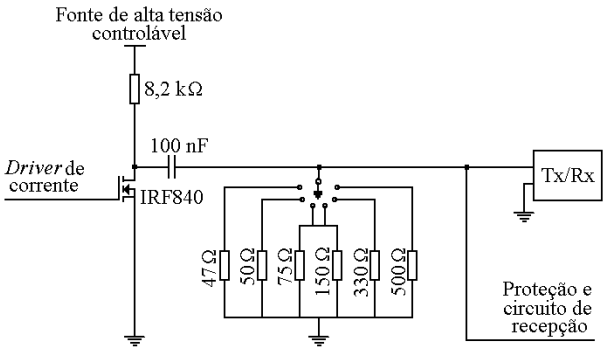


Figura 3: Estágio de saída da unidade de transmissão.

A unidade de recepção contém um circuito de proteção e um estágio de amplificação com ganho variável, controlado por tensão. Como mencionado anteriormente, no modo pulso-eco a saída da transmissão é ligada à entrada da recepção. Portanto, há necessidade de se ter, na recepção, uma proteção contra altas amplitudes. Para tanto foram colocados diodos em antiparalelo em série com um resistor ligado à saída da unidade de transmissão. O resultado foi satisfatório quando cinco diodos 1N4148 em antiparalelo com outros cinco idênticos foram empregados, limitando a tensão em aproximadamente 1,4 V de pico a pico. Assim, qualquer sinal captado pelo transdutor com amplitude abaixo do nível de proteção será amplificado integralmente e sinais com amplitudes acima desse valor serão ceifados. Um estágio de amplificação, ligado após a proteção, condiciona os ecos para uma amplitude mais adequada a fim de monitorá-los em um osciloscópio, por exemplo. O amplificador utilizado foi o VCA610, fabricado pela Texas Instruments. Esse amplificador possui uma banda de passagem de 30 MHz, permite controle de ganho por tensão entre 0 dB e 40 dB e uma atenuação de –77 dB quando necessário.

Para que durante a excitação do transdutor não se tenha sinal na saída do amplificador da unidade de recepção, foi introduzido um circuito de corte. Ele é formado basicamente por um multiplexador analógico (74HC4052) e uma fonte de tensão regulável. Apenas duas entradas são utilizadas, uma delas é aterrada e à outra é aplicado um nível de tensão (entre 0 V e –2 V), vindo de um divisor resistivo. A seleção dos canais é feita a partir do sinal gerado pelo monoestável na transmissão e a saída do multiplexador é conectada ao pino de seleção de ganho do VCA610. O pulso vindo do monoestável é usado para disparar outro monoestável, o qual gera agora um pulso um pouco mais largo que o anterior. Quando se envia esse pulso ao multiplexador, é selecionado o canal aterrado e conseqüentemente também selecionada uma atenuação de –77 dB para o amplificador. Na ausência de pulso, o controle do ganho é feito pelo nível de tensão fornecido pelo outro canal.

A unidade de controle permite a seleção, por meio de chaves e potenciômetros, da largura dos pulsos de excitação e de corte, amplitude do pulso de excitação, ganho do estágio de amplificação, taxa de repetição dos pulsos, resistor para casamento de impedância com o transdutor transmissor e seleção do modo de operação transmissão/recepção (Figura 4) ou pulso-eco.

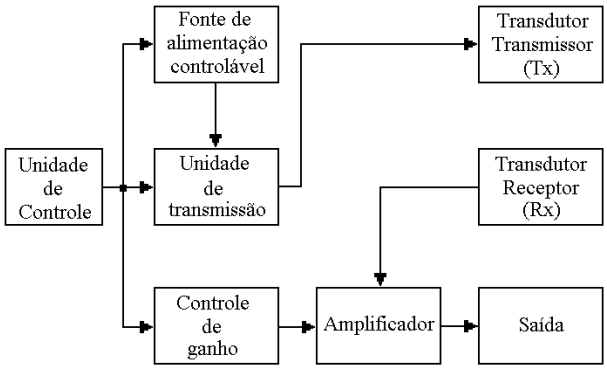


Figura 4: Diagrama em blocos da operação em modo transmissão-recepção.

No modo transmissão/recepção, o circuito de recepção é desconectado do circuito de transmissão e o transdutor de recepção é ligado diretamente ao amplificador (VCA610), sendo desabilitado o sinal para atenuação, ou seja, apenas o canal de controle de ganho no circuito de corte é habilitado.

Testes e Resultados

Para análise do funcionamento do sistema, foram feitos testes utilizando-se um tarugo de alumínio de 5cm de diâmetro e 3cm de espessura, imerso em água dentro de um tanque de acrílico com capacidade para 20 litros. Um osciloscópio digital foi conectado à saída da unidade de recepção. O aparelho foi colocado no modo pulso-eco, com amplitude de 120 V e largura de pulso de 150ns para a excitação de um transdutor de ultra-som (Tx/Rx) de 1,6 MHz. A Figura 5 mostra a representação da montagem feita para realizar o teste do sistema no modo pulso-eco.

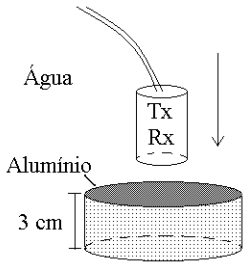


Figura 5: Representação da montagem para realização dos testes do sistema no modo pulso-eco.

O primeiro teste foi realizado sem a utilização do circuito de corte durante a excitação do transdutor. Com um dos canais do osciloscópio conectado à saída do módulo de recepção (canal 2) e outro à saída da unidade de transmissão (canal 1), obteve-se o resultado mostrado na Figura 6 quando o transdutor foi posicionado a 0,5 cm do tarugo.

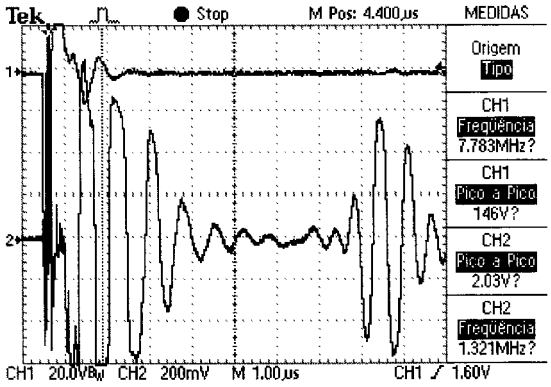


Figura 6: Resposta (canal 2 – inferior) no modo pulso-eco obtida com o transdutor a 0,5 cm do tarugo metálico sem a utilização do circuito de corte durante a excitação do transdutor (canal 1 – superior).

Em seguida observou-se a diferença da resposta pulso-eco com o circuito de corte operando (Figura 7). O sinal de atenuação de –77 dB foi enviado para o amplificador para eliminar a maior parte da reverberação que acontece logo após a excitação do transdutor (ver início dos traçados do canal nas figuras 6 e 7). Isto é obtido aumentando-se o intervalo de tempo em que esse sinal está presente no pino de controle de ganho do estágio de amplificação.

O modo de operação transmissão/recepção do sistema também foi testado. Para isso, desconectou-se o circuito de recepção do circuito de excitação e um segundo transdutor (Rx) foi conectado na entrada do módulo de captação de sinais ultra-sônicos. O experimento foi realizado de maneira análoga à anterior; no entanto, agora foi utilizado o transdutor Rx para a recepção dos sinais. Rx foi colocado na face inferior do tarugo e Tx na face superior. A Figura 8 mostra um

exemplo de sinal recebido pelo transdutor Rx após a excitação de Tx.

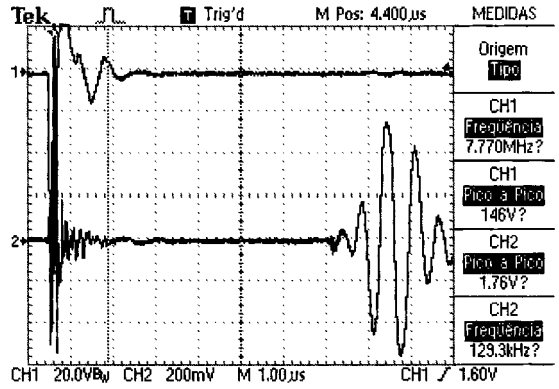


Figura 7: Sinal recebido (canal 2) no modo pulso-eco utilizando-se o circuito de corte para diminuir a reverberação inicial devido à aplicação do pulso de alta amplitude no transdutor (canal 1).

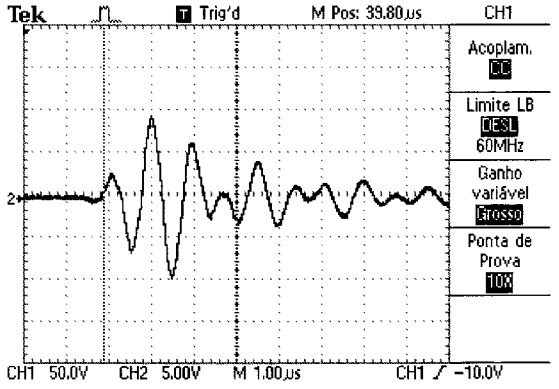


Figura 8: Sinal recebido no modo transmissão/recepção.

Discussão

Conforme pode ser observado através da análise dos resultados obtidos para operação no modo pulso-eco (Figura 6 e Figura 7), o circuito de corte projetado permitiu a eliminação da maior parte da reverberação causada durante a aplicação do pulso de alta amplitude no transdutor transmissor, restando apenas o ruído inerente à mesma.

O equipamento desenvolvido é portátil, de dimensões reduzidas e de custo relativamente baixo, aproximadamente R$ 300,00 (cerca de US$ 100.00), quando comparado a equipamentos comerciais para o mesmo propósito (custo acima de US$ 1000.00).

O sistema prevê a utilização futura de um gerador de ondas senoidais ou quadradas de alta amplitude (em fase final de projeto) para excitação do transdutor, com possibilidade de aplicação de salvas (*burst*) de pulsos senoidais ou retangulares, de forma a ampliar a capacidade de utilização do equipamento. Isso deverá ser efetuado através de uma chave no painel para selecionar a excitação pulsátil ou senoidal, após ter sido conectado ao sistema o gerador referido.

Conclusão

Os testes feitos com o protótipo do equipamento mostraram que as características já são satisfatórias. O pulso de saída tem largura selecionável entre 100 ns e 750 ns e amplitudes entre 40 V e 240 V, permitindo excitar transdutores de até 5 MHz. Os circuitos de recepção apresentam boa faixa de passagem (entre 20 kHz e 20 MHz) e ganho controlável entre 0 dB e 40 dB, tornando o equipamento apropriado para realizar pesquisas com uma ampla faixa de transdutores de ultra-som. Além disso, circuitos adicionais estão sendo desenvolvidos para permitir a excitação de transdutores utilizando-se *bursts* de sinais senoidas ou quadrados, tornando-o mais versátil e com características que não são encontradas em equipamentos comerciais.

O equipamento poderá ser utilizado para auxílio no desenvolvimento de pesquisas na área de ultra-som tais como instrumentação eletrônica, construção e caracterização de transdutores piezoelétricos, mapeamento de campos acústicos, estudo da geração, propagação e detecção de ondas ultra-sônicas e sua interação com tecidos e líquidos biológicos.

Referências

[1] AL-KARMI A.M. DINNO M.A., STOLTZ D.A., CRUM L.A., MATHEUS J.C., "Calcium and the effects of ultrasound on frog skin", *Ultrasound in Med. & Biol.* 20(**1**):73-81, 1994.

[2] MAIA J.M., COSTA E.T., BUTTON V.L.S.N., DANTAS R.G., 'Evaluation of osteoporosis using ultrasound', *Proc. of SPIE Int. Symposium on Medical Imaging*, San Diego, 2000. v.3982, pp 278-284, 2000.

[3] ROBERJOT V., LAUGIER P., DROIN P., GIAT P., BERGER G., 'Measurement of integrated backscatter coefficient of trabecular bone', *Proc. IEEE Ultrasonics Symposium*, pp 1123-1126, 1996.

[4] WEBSTER J.G., *Medical instrumentation: application and design*, 3nd. ed., Houghton Mifflin, 1998.

[5] WELLS P.N.T., *Biomedical ultrasonics*, Academic Press Inc, London, 1977.

[6] BUTTON V.L.S.N., COSTA E.T., MAIA, J.M., "Non-uniform piezoelectric ceramic polarisation: minimising ultrasound field diffraction", in Wells, P.N.T.; Halliwell, H. (Ed): *Acoustical Imaging*, v. 25, New York: Plenum Press, pp. 131-136, 2000.

[7] WEBB S., *The physics of medical imaging*, Adam Hilger, Bristol, 1988.

[8] PROAÑO V., SILVA W.G., XAVIER A.J., VON KRÜGER M.A., MACHADO J.C., "Sistema computadorizado para o mapeamento do campo ultra-sônico". *RBE-CEB*, 4(**2**): 61-72, 1987.

CAPTACIÓN DE SEÑALES EN UN MONITOR DE PARÁMETROS FISIOLÓGICOS

R. B. Zubillaga Berazaín

Instituto Central de Investigación Digital, Departamento de Informática, Habana, Cuba

e-mail: zubi@icid.edu.cu

Abstract: This paper describes, in a general form, the method followed for the acquisition and calculation of multiples signals in the Patient Monitor DOCTUS VI. This monitor uses an architecture based in a 32 MHz PIC17C756A microcontroller for the signals acquisition. The different parameters are enumerated and a short description of the treatment for each one is showed. Also, a brief description of the algorithm for the calculation of the temperature is presented. Finally, the principal characteristics of the firmware are discussed.

Keywords: **algorithm, microcontroller application, patient monitor, temperature calculation.**

Introducción

Los pacientes que están sometidos a un régimen de vigilancia continua, ya sea por un estado de salud crítico o por estar sometidos a una intervención quirúrgica, requieren de la monitorización de un grupo de parámetros que permitan al personal médico y paramédico tener una visión integral de las condiciones del paciente en cualquier instante. Con ese fin aparecen, cada día, monitores de parámetros fisiológicos con mayores prestaciones y eficacia.

El presente trabajo describe, de forma general, el procedimiento seguido para la captación y medición de las señales presentes en el Monitor de Parámetros Fisiológicos DOCTUS VI [1].

En este monitor, a diferencias del DOCTUS IV[2], todas las señales son captadas por un microcontrolador PIC17C756A a 32 MHz de la firma MICROCHIP y no por microcontroladores aislados situados en cada módulo de *hardware*. De ahí la necesidad de desarrollar un nuevo *firmware* que acometiera esta importante tarea.

Materiales y Métodos

Antes de explicar los elementos que conforman el *firmware* desarrollado, resulta conveniente mostrar un esquema parcial simplificado de la estructura del *hardware* donde se encuentra insertado el microcontrolador PIC17C756A encargado de la captación y medición de las señales. Como puede observarse en la Figura 1, existen dos medios fundamentales para la adquisición de las señales: Por conexión serie RS232 y a través de un Conversor Análogo Digital. El único parámetro que no utiliza alguno de estos métodos es la Temperatura. Para su cálculo se utiliza un circuito independiente cuyo esquema general se describe en [3].

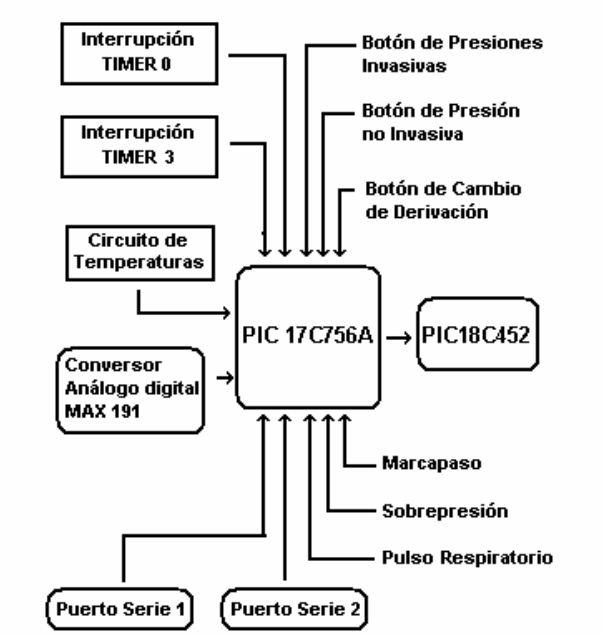


Figura 1: Esquema simplificado del *Hardware*

La Tabla 1 muestra el modo en que se capta la información asociada a cada parámetro.

Tabla 1: Modo de captación de los parámetros

Parámetro	Modo de captación
Capnografía	Interrupción del Puerto Serie 1
Oximetría	Interrupción del Puerto Serie 2
ECG	Conversor Análogo Digital
Respiración	Conversor Análogo Digital
Presión no Invasiva	Conversor Análogo Digital
Presiones Invasivas	Conversor Análogo Digital
Temperaturas	Interrupción del Timer 3

Además de las interrupciones relacionadas en la Tabla 1, el programa residente en el PIC17C756A tiene la responsabilidad de atender las siguientes interrupciones:

- Botón de ECG para el cambio de derivación.
- Botón de Presión no Invasiva para iniciar una medición.
- Botón de Presiones Invasivas para balancear a la Presión atmosférica.
- Pulso de Marcapaso.
- Pulso respiratorio.
- Sobrepresión en Presión no Invasiva.

La Tabla 2 resume los diferentes parámetros y las informaciones que se envían de cada uno.

Tabla 2: Información de los diferentes parámetros

Parámetro	**Información a enviar**
ECG y Respiración	Envío del valor de la curva cada 5 ms.
Capnografía	Envío cada 25 ms del valor de la curva y el CO_2 espirado al final del ciclo respiratorio ($etCO_2$).
Oximetría	Envío cada 13,3 ms del valor de la curva, frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno (SpO_2).
Presión no Invasiva	Envío cada 5 ms, de forma alternada, de la Presión Absoluta y la Presión Relativa.
Presiones Invasivas	Envío cada 5 ms de las Presiones Invasivas 1 y 2
Temperaturas	Envío cada 500 ms, alternadamente, del valor de la temperatura 1 ó 2.

Otro requerimiento fundamental, es el envío, antes de 5 ms, de la información de cualquier situación anormal del funcionamiento (sobrepresión, apnea, etc.) o cualquier otra información complementaria para el funcionamiento general del DOCTUS VI (depresión de un botón, pulso respiratorio, etc.).

El programa dedicado a la captación de las señales está constituido, básicamente, por un ciclo perpetuo que analiza las posibilidades que tiene cada módulo de enviar alguna información al nivel superior (Figura 2).

Cada módulo procura, de ser posible, la información que le corresponde y la deposita en el *Buffer* de Resultados, con el objetivo de que el subprograma que atiende la interrupción del Timer 0 las envíe hacia el nivel superior. Por su importancia, las acciones asociadas a la interrupción del Timer 0 serán detalladas más adelante.

En este esquema de trabajo, el orden del tratamiento de los diferentes parámetros es inmaterial. De hecho, ningún parámetro tiene prioridad sobre otro.

Inicialmente se había pensado en un esquema donde se acudía al módulo de mayor prioridad, atendiéndolo si lo precisaba. De no precisarlo, se acudía al siguiente en prioridad y así sucesivamente. Una vez que un módulo era atendido, se retornaba al de máxima prioridad para atenderlo de ser necesario.

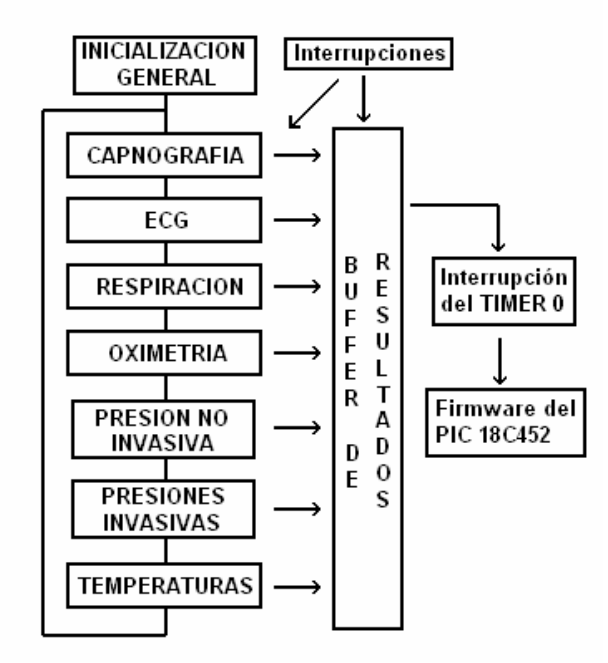


Figura 2: Esquema general del programa

Sin embargo, dada la velocidad del microcontrolador y la optimización lograda en la programación, fue suficiente utilizar el algoritmo mostrado en la Figura 2, que no considera prioridad entre sus módulos.

Para que el programa se ejecute correctamente, debe asegurarse que la suma de los tiempos de tratamiento de los diferentes módulos, el tiempo de atención al Timer 0 y el tiempo de atención al resto de las interrupciones posibles sea menor que 5 ms. Debido a esto, el programa principal debe mantenerse, la mayor parte del tiempo, con la interrupción deshabilitada a fin de permitir el total de las interrupciones posibles que garantizan el correcto funcionamiento del monitor. De ahí la necesidad de optimizar cualquier tratamiento cuando la interrupción esté deshabilitada.

Por lo explicado anteriormente, se limitó al máximo el tiempo del procesador con interrupción deshabilitada. Sin embargo, en el momento de tributar información al *Buffer* de Resultados se hace necesario inhibir las interrupciones cuando la información a depositar está constituida por 2 ó más *bytes*. Esta situación origina lo que se denomina *sección crítica* en multiprocesamiento.

Si estos depósitos no se trataran como sección crítica, el Timer 0 pudiera interrumpir entre el depósito de un *byte* y otro en el *Buffer* de Resultados, dividiendo la información a trasmitir en 2 partes. Esta división originaría una complicación en el tratamiento de la información por el nivel superior.

A continuación se ofrece una breve explicación del tratamiento de cada parámetro.

CAPNOGRAFIA. El módulo asociado a Capnografia es relativamente sencillo a partir de que el mismo fue diseñado para admitir la comunicación serie de los sensores TG-901T y TG-951T de la firma Nihon Koden.

La información del sensor es trasmitida al microcontrolador a través de la interrupción provocada por el puerto serie correspondiente. El módulo de atención a esta interrupción analiza la sintaxis del mensaje recibido y coloca en un primer *buffer* la información útil para el procesamiento. Una vez recibido el bloque completo de la información a tratar, este *buffer* se copia en un segundo *buffer* indicándole al programa principal que ya puede tratarla.

El módulo de Capnografia del programa principal estará inactivo mientras no detecte la presencia de la información en el segundo *buffer*. Así, mientras el programa principal trabaja a partir de la información almacenada en el segundo *buffer*, el programa de atención a la interrupción continua almacenando en el primer *buffer* la información que recibe del sensor.

Es de destacar que la situación anormal de Apnea es reportada por el sensor, y que el programa, una vez recibida, la informa inmediatamente.

ELECTROCARDIOGRAFIA Y RESPIRACION. Las señales correspondientes a estos parámetros son tomadas directamente del conversor MAX191. De detectarse electrodo suelto en ECG, se genera y envía una señal de onda cuadrada en sustitución de la curva electrocardiográfica.

Es de destacar, que al intentar utilizar el conversor análogo digital por interrupción pudo comprobarse que, además de hacerse la programación más compleja, el ahorro de tiempo obtenido era mínimo. De ahí que, finalmente, se decidiera utilizarlo fuera de interrupción.

Al inicio, el módulo de ECG asume que es la derivación II la que debe enviar. En caso de desear otra derivación, el usuario debe deprimir el botón destinado al efecto. La acción asociada a este botón será la de cambiar de la derivación II a la III, de la III a la I y de la I a la II.

OXIMETRIA. La información asociada a este parámetro (curva pletismográfica, frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno) es recibida también a través de un puerto serie que interrumpe al programa principal cada 13,3 ms. Para la lectura de este parámetro se utilizó el esquema clásico de lectura real en interrupción (que coloca el *byte* obtenido del puerto serie en un *buffer* circular) y lectura simulada en el programa (que extrae los *bytes* de este *buffer*).

A diferencias de Capnografía, el análisis de la información recibida es realizado totalmente en el módulo correspondiente del programa principal. En dependencia de la información que tenga realiza el análisis mientras pueda "leer" del *buffer* circular. Si en algún momento no puede leer del *buffer*, o sea el programa de interrupción aún no ha completado el trabajo de lectura de una trama de información, entonces se abandona el módulo para continuar en este punto en la próxima iteración.

Con respecto al envío de la frecuencia cardiaca, es necesario añadir que se envía el promedio de los últimos 8 valores recibidos, permitiendo un adecuado nivel de estabilidad para este parámetro.

Debemos aclarar que las frecuencias de las curvas asociadas a Capnografía y Oximetría, están determinadas totalmente por el *hardware* y sensores utilizados. Esto implica un trabajo adicional por parte del nivel superior, dada la necesidad de ajustar estar curvas a los 5 ms con que se envían las restantes.

PRESION NO INVASIVA. Los valores correspondientes a la Presión no Invasiva son obtenidos también a través del conversor análogo digital, aunque el tratamiento de este parámetro es bastante más complicado. En efecto, existe un conjunto de circunstancias que deben ser tomadas en cuenta. Entre otras.

- Diferentes frecuencias en el inflado del efimo en dependencia del tipo de paciente (adulto, niño o neonato).
- Detección de inflado lento (efimo deficiente con escape de aire).
- Desinfle lento por defecto en la válvula solenoide.

Es interesante notar que el *firmware* del PIC18C452 es quien realmente calcula los valores de la Presión no Invasiva, determinando los diferentes estados en que se puede encontrar este módulo: medición, verificación, desinfle lento, desinfle rápido o en espera de medición.

El botón asociado a la Presión No Invasiva tiene el doble propósito de iniciar el proceso de una medición o la de interrumpir un proceso de medición en progreso.

PRESIONES INVASIVAS. Los valores correspondientes a las 2 presiones invasivas se obtienen también a través del conversor análogo digital. El elemento de mayor complejidad en la programación es el referente al balanceado del canal a la atmósfera. Este proceso se realiza a partir de que el usuario deprime el botón de Presiones Invasivas. El programa determina, de acuerdo a las condiciones en que se encuentra, cual de los dos canales debe ser balanceado ya que existe un único botón para ambos canales.

TEMPERATURAS. En el caso de las dos temperaturas posibles los sensores utilizados son termistores, lo que implica que la temperatura se obtiene a partir de medir el valor de la resistencia presente en el termistor en un momento dado. El algoritmo seguido es similar al del monitor DOCTUS IV [3] y consiste, básicamente, en convertir el valor del tiempo de carga de un capacitor en el valor de la resistencia a través de la cual se realiza dicha carga. Esto se logra comparando el tiempo de carga obtenido contra el provocado cuando se realiza esta acción utilizando una resistencia patrón.

Para calcular el tiempo de carga del capacitor, se utilizó el mecanismo de "captura" que el PIC17C756A posee. Este mecanismo asegura que al instante de producirse la carga del capacitor, se deposite en dos

bytes el valor del contador asociado al Timer 3 (que fue iniciado en 0 al ordenarse la carga del capacitor).

El módulo de temperatura del programa principal, una vez calculado el valor de la resistencia existente en el termistor la envía al nivel superior, quien convierte este valor de resistencia en un valor de Temperatura.

El cálculo del valor de la resistencia del termistor es costoso en tiempo por tener incluido una multiplicación y una división. La inserción del cálculo de la temperatura en el programa principal fue posible debido a que éste es un parámetro que puede ser calculado, sin peligro para el paciente, cada medio segundo. Esto permitió dividir el cálculo en varios estados, que se ejecutan en iteraciones consecutivas del ciclo perpetuo que constituye el programa principal. Así, por ejemplo, el algoritmo de la división fue dividido en 4 partes que se ejecutan en 4 de estos estados.

TRATAMIENTO DEL TIMER 0. El tratamiento del Timer 0 es fundamental para el buen desenvolvimiento del *firmware* y es programado para interrumpir cada 5 ms. El programa de interrupción correspondiente, tiene entre otras, las siguientes tareas:

- Programar nuevamente el Timer 0 para que interrumpa 5 ms después.
- Actualizar indicadores e incrementar contadores asociados al tratamiento de los parámetros. Por ejemplo, hay un indicador que le asegura al módulo de ECG que ya el Timer 0 reportó el valor que tenia en el *Buffer* de Resultados y que, por tanto, ya puede colocar uno nuevo.
- Incrementar contadores asociados a diferentes medidas de tiempo. Es importante notar que la única base de medición de tiempo, exceptuando la asociada al Timer 3 para la temperatura, es la que se origina por el Timer 0. Así, por ejemplo, tenemos que los siguientes contadores, entre otros, son incrementados dentro de la interrupción del Timer 0:
  1. Contador asociado al error de Inflado lento (provocado por algún escape de aire).
  2. Contador que asegura que la temperatura se mida cada 500 ms.
  3. Contador para decidir si fue ruido o no la interrupción causada por cada uno de los botones presentes en el monitor.
- Reportar al PIC18C452, a través de una comunicación sincrónica en que lo trata como esclavo, los valores que los módulos han colocado en el *buffer* desde la interrupción anterior.
- Recibir, de existir, del PIC18C452 los comandos correspondientes a Presión no Invasiva tales como: Tipo de Paciente, Desinfle Lento, Parar la Bomba, etc.

Como puede apreciarse, la interrupción del Timer 0 es fundamental para el buen funcionamiento del *firmware* por los múltiples aspectos con los que se relaciona.

Resultados

Los resultados obtenidos en el funcionamiento del programa principal, módulos y atención a las interrupciones han sido satisfactorios, garantizando el envío en tiempo de la totalidad de los parámetros. Asimismo, fue comprobada la precisión de los valores obtenidos con el auxilio de diferentes dispositivos de medición y simulación. La Tabla 3 muestra, a modo de ejemplo, los resultados promedios obtenidos en la medición de las temperaturas.

Tabla 3: Temperaturas promedios obtenidas

Rango	Temperaturas obtenidas
34°C <= X <= 36,5°C	X +0,1°C
36,5°C < X <= 39,6°C	X
39,6°C < X <= 41,4°C	X – 0,1°C
41,4°C < X <= 43°C	X – 0,2°C

Discusión

En los resultados pudo constatarse lo acertado de las siguientes decisiones en el diseño y programación:

- Realización del programa principal en base a un ciclo perpetuo sin prioridades.
- No utilización de la interrupción en el tratamiento del conversor analógico digital.
- Uso de la interrupción del Timer 0 como elemento principal de medición del tiempo en las diferentes situaciones que lo requerían.
- Subdivisión del tratamiento de la temperatura en estados.

El correcto funcionamiento de los primeros prototipos del Doctus VI nos permite concluir que se cumplieron los objetivos propuestos para el firmware encargado de la captación y medición de los valores de los parámetros fisiológicos.

Referencias

[1] GARCIA VALDES, M. y otros, “Desarrollo de un monitor de parámetros fisiológicos”, Memorias del V Congreso de la Sociedad de Bioingeniería de Cuba, Habana, Cuba, pp. 123-127, 2003.

[2] NIUBO JORGE, I., CRUZ HERNANDEZ, A., GARCIA VALDES, M., “Arquitectura del monitor de signos vitales DOCTUS IV”, Universidad, Ciencia y Tecnología. 14(4): 77-83, 2000.

[3] GARCIA VALDES, M., CRUZ HERNANDEZ, A., “Medición de resistencia y temperatura utilizando un microcontrolador programable”, Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones. 2(XIX): 12-17, 1998.

ANÁLISIS NO-LINEAL DEL ELECTROENCEFALOGRAMA PARA EVALUAR LA PROFUNDIDAD ANESTÉSICA

M. Andaluz[*], J. Gutiérrez[**], V. Medina[*]

[*] UAM-Iztapalapa/Ing. Eléctrica, México D.F., México
[**] Centro Nacional de Rehabilitación/Ingeniería Biomédica, México, D.F., México

e-mail: vera@xanum.uam.mx

***Abstract*: Several spectral indexes extracted from the electroencephalogram have been used to establish the different stages during anesthesia. These include the spectral edge, the median frequency and the bi-spectral index. However, the signal's complexity suggest that there exist non-linear phenomena that could explain cortical changes and that could be characterized and quantified by a more complete analysis of the EEG. The objective of this work is to propose several complexity indexes, extracted from a time-frequency representation of the EEG, to quantify three different stages during anesthesia. The results obtained from ten patients suggest that the fractal component provides useful information to characterize the analyzed anesthesia stages.**

***Palabras clave*: EEG, profundidad anestésica, componente fractal**

Introducción

La profundidad anestésica describe la relación entre la capacidad de un paciente de percibir y responder a estímulos nocivos. La medición de la profundidad anestésica ha sido siempre un asunto de importancia relevante, puesto que afecta principalmente a la seguridad del paciente. Durante la cirugía es el anestesiólogo quien tiene la responsabilidad de administrar las dosis adecuadas de anestésicos y determinar el estado del paciente, por lo que es importante que cuente con las herramientas que le permitan determinar la profundidad anestésica del paciente de manera objetiva y cuantitativa.

La señal de electroencefalografía (EEG) ha recobrado interés como una herramienta en el monitoreo clínico de la profundidad anestésica debido al desarrollo que ha habido en el campo del procesamiento de señales, pues las técnicas actuales hacen más fácil la detección de eventos complejos, que de manera convencional resultan difíciles de detectar y cuantificar [1]. Los anestesiólogos utilizan una serie de observaciones para estimar la profundidad anestésica de un paciente [2]. Algunas de estas observaciones se basan en la presión sanguínea, frecuencia cardiaca, lacrimación y movimiento corporal y/o facial. Desafortunadamente, muchas de estas observaciones son inconstantes respecto a la profundidad anestésica.

A medida que se aplica un anestésico y éste va surtiendo efecto, se pueden percibir cambios característicos en la morfología del EEG. Antes de aplicar el o los fármacos se observa la presencia de actividad ***basal***, que indica que el sujeto se encuentra alerta y despierto. La señal EEG que se registra durante la actividad basal es una señal de alta frecuencia y con una amplitud muy pequeña, generalmente del orden de microvolts. Una vez que se aplica el anestésico y éste comienza a surtir efecto, se presenta la etapa de ***inducción***, que se caracteriza por un gran aumento de la amplitud y una disminución notable de la frecuencia. La duración de esta etapa es variable dependiendo de cada sujeto, y al parecer también dependiendo de la concentración del anestésico en el paciente. En algunos casos se presenta visiblemente y llega a tener una duración considerable, mientras que en otros, pareciera no presentarse, dando lugar inmediatamente a la siguiente etapa. Una vez que se entra en un estado anestésico más profundo se presenta una etapa llamada ***brote-supresión*** que se caracteriza por pequeñas explosiones de actividad eléctrica seguidas de periodos casi isoeléctricos, donde la actividad es muy pequeña o casi nula. Estas pequeñas explosiones de actividad son de una gran amplitud y baja frecuencia y se ha observado que el tiempo de separación entre estas explosiones está en relación directa con la profundidad anestésica del paciente.

Por lo general, los componentes de baja frecuencia del EEG son resistentes a la supresión por fármacos, de tal manera que son los de alta frecuencia los que se ven modificados con el cambio en la profundidad anestésica y la energía que se observa presente en altas frecuencias en la actividad basal se ve disminuida en las etapas de inducción y brote-supresión [1].

Materiales y Métodos

Registros. Se trabajó con 10 registros de señal electroencefalográfica adquiridos de diferentes pacientes del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, de la ciudad de México, sometidos a cirugías por motivos no relacionados con funciones neurológicas y en las cuales se aplicó anestesia general. En cada caso se utilizan varios anestésicos en diferentes cantidades y con diferentes mezclas, además de relajantes musculares.

Cada registro consta de 16 canales basados en el sistema de registro 10-20. Se decidió utilizar el electrodo C_4 porque se observó que los canales de los electrodos centrales y frontales representaban de manera más clara los cambios en la señal y con el registro contenido en un solo canal es suficiente para poder observar los cambios que se presentan y tener suficientes épocas representativas de las etapas de anestesia. Cada registro tiene asociado un archivo de marcas que indica en qué momento se administró el anestésico, lo cual resulta de utilidad para poder asociar una morfología determinada a una etapa del proceso de anestesia. La frecuencia de muestreo fue de 128 Hz y el registro total del canal seleccionado se dividió en épocas de 4 segundos para poder apreciar de manera más precisa los cambios en la señal y determinar la concordancia con los archivos de marcas.

Procesamiento de las Señales. El procesamiento fue realizado fuera de línea empleando el software Matlab©. Después de realizar una comparación entre varias representaciones tiempo-frecuencia (RTF) para determinar aquella que mejores resultados proporciona en esta aplicación, se decidió trabajar con la distribución Choi-Williams discreta, definida para una señal x (en este caso una época del EEG) de la siguiente manera [3]:

$$X(n,m) = 2\sum_{t=-\infty}^{\infty} e^{-j2mt}\left[\sum_{m=-\infty}^{\infty}\frac{1}{\sqrt{4pt^2/s}}e^{-(m-n)^2/4t^2/s}x(m+t)x^*(m-t)\right]$$

El factor de suavizado (σ) se fijó en 3.6, después de probar varias combinaciones de tamaños de ventana y factores de suavizado para encontrar un valor que proporcionara una estimación de la distribución con suficiente información, pero que no consumiera un tiempo excesivo en el cálculo.

La distribución X obtenida es almacenada en forma de matriz, con un tamaño de 1024 x 512 elementos. En el momento de graficar la distribución se presenta en forma de matriz con un eje horizontal que representa el tiempo, abarcando 8 segundos, y un eje vertical que representa la frecuencia, ajustando todas las gráficas hasta un máximo de 60 Hz. Cada columna de la matriz representa un instante de tiempo y cada línea un valor de frecuencia. A partir de esta matriz se evalúan los índices espectrales para cada instante del tiempo.

Análisis de índices. Se evaluaron cuatro índices a partir de las distribuciones obtenidas: la frecuencia instantánea, el borde instantáneo, la dimensión fractal y el componente fractal.

La frecuencia instantánea se obtuvo a partir de la fórmula que plantea el análisis teórico de este valor; recordemos que para cada instante de tiempo se tiene un espectro de frecuencia, y para cada punto en el tiempo existe un valor de frecuencia instantánea calculado en base al espectro que se tiene en ese instante de tiempo.

$$v(t) = \frac{\int wX(t,w)dw}{\int X(t,w)dw} = \frac{1}{X(t)}\int wX(t,w)dw$$

donde:

$X(t,\omega)$= potencia en el tiempo t y frecuencia ω

$X(t) = \int X(t,w)dw$

El borde espectral se obtiene determinando la frecuencia por debajo de la cual se encuentra el 95% de la energía total del espectro de frecuencia [4]. El borde instantáneo definido en este trabajo se calcula para cada una de las frecuencias definidas por la distribución de Choi-Williams, para obtener la evolución instantánea de este parámetro.

La dimensión fractal se define como:

$$DF = \frac{2}{(b-1)}$$

donde el parámetro β se calcula como la relación entre el logaritmo de la potencia y el logaritmo de la frecuencia, para valores $1<\beta<3$

$$b = \frac{\log X}{\log v}$$

Para valores $\beta>3$, DF=1 y para valores $\beta\leq1$, DF=∞ [9]. La reducción en la complejidad de la señal se traduce como una pendiente β mayor y por tanto un valor reducido de DF. Por tanto, a medida que se profundiza más en la anestesia y la actividad cerebral disminuye, se registra un incremento del parámetro β y una reducción en el valor de la DF [5,6].

A partir del valor de β se puede calcular el valor del componente fractal mediante la fórmula:

$$CF = \frac{1}{v^b}$$

Resultados

Los resultados obtenidos para tres épocas representativas de las diferentes etapas de la anestesia se presentan en las siguientes figuras. La Figura 1 muestra en el renglón superior una época del EEG adquirida durante el estado basal. En el renglón siguiente se muestra la RTF de Choi-Williams para el segmento de señal, mientras que las siguientes figuras en la columna corresponden a la frecuencia instantánea, el borde instantáneo, la dimensión fractal y el componente fractal respectivamente. La Figura 2 presenta los resultados correspondientes a una época durante la etapa de la inducción, en el mismo orden. Finalmente, la Figura 3 muestra las gráficas obtenidas para un segmento de EEG durante la etapa de brote-supresión. Obsérvese el comportamiento de los índices, especialmente la disminución del último parámetro, prácticamente a un valor nulo, durante la etapa de inducción y en los brotes. Por el contrario, el componente fractal muestra un incremento de la complejidad de la señal en las etapas de "silencio" del EEG.

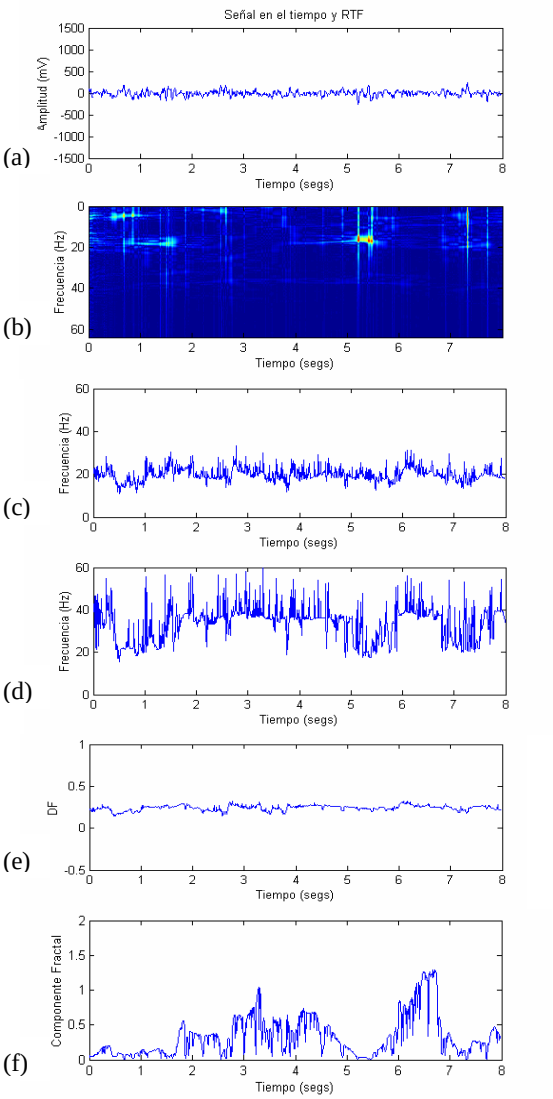


Figura 1: Resultados en estado basal: (a) señal de EEG; (b) RTF de Choi-Williams de (a); (c) frecuencia instantánea; (d) borde instantáneo; (e) dimensión fractal; (f) componente fractal.

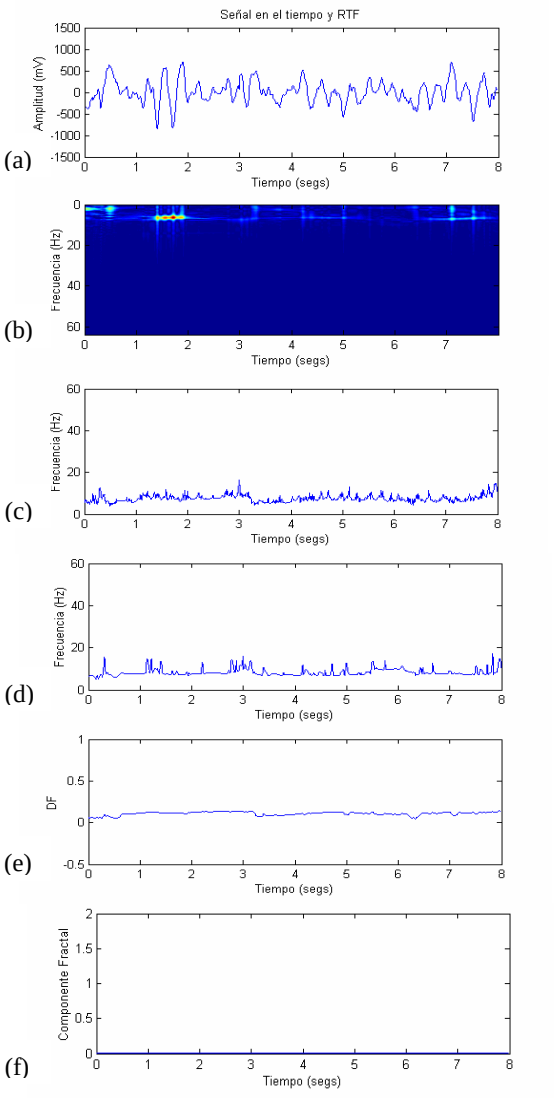


Figura 2: Resultados en estado de inducción: (a) señal de EEG; (b) RTF de Choi-Williams de (a); (c) frecuencia instantánea; (d) borde instantáneo; (e) dimensión fractal; (f) componente fractal.

Discusión

El análisis de los resultados observados, permite establecer una comparación del desempeño de los indicadores propuestos, durante las diferentes etapas de la anestesia. La frecuencia instantánea y el borde instantáneo calculados a partir de la distribución tiempo-frecuencia presentan cambios en su tendencia, sobre todo durante la etapa de inducción. Sin embargo, ambos índices presentan un comportamiento muy sensible evidenciado por las variaciones de alta frecuencia que "ensucian" la señal y dificultan establecer rangos para una posible clasificación de las tres etapas estudiadas. Por otro lado, el comportamiento de la dimensión fractal es mucho más suave presentando un índice que varía lentamente, pero en un rango de valores muy reducido.

En las tres etapas la dimensión fractal se mueve alrededor de valores cercanos a cero, para las épocas estudiadas, en varios sujetos. Por su lado, el componente fractal sigue el comportamiento esperado en cada una de las etapas de la anestesia. Este parámetro representa la complejidad o interrelación entre componentes de la señal, por lo que es de esperarse que cuando el paciente se encuentra alerta, el componente fractal presente valores altos, y que a medida que vaya cayendo en un estado anestésico más profundo el valor del componente fractal vaya disminuyendo. Sin embargo, es interesante el comportamiento de este parámetro durante la etapa de brote-supresión, ya que los segmentos isoeléctricos presentes entre los brotes proporcionan valores de componente fractal muy bajos,

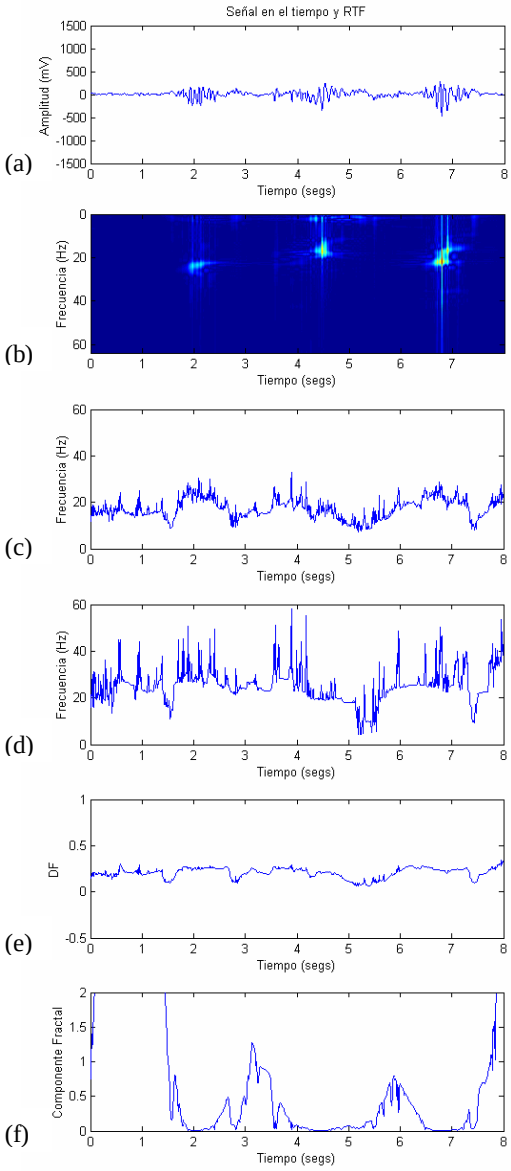


Figura 3: Resultados en estado de brote-supresión: (a) señal de EEG; (b) RTF de Choi-Williams de (a); (c) frecuencia instantánea; (d) borde instantáneo; (e) dimensión fractal; (f) componente fractal.

comparados con los valores que se presentan durante los brotes. Esto podría indicar que una vez pasada la etapa de inducción y cuando se entra en un estado anestésico la complejidad de la señal EEG disminuye, pero el brote representa una pequeña explosión de "conciencia" en la cual pareciera que el paciente se resiste a caer completamente en un estado anestésico profundo. Esto podría explicar el que la separación entre brotes sea mayor a medida que se cae en un estado anestésico más pronunciado.

Un factor importante a considerar del comportamiento del componente fractal es su marcada variación para las tres etapas estudiadas, sobre todo en el rango de valores que toma y que marcan claramente las diferentes etapas. Nótese que el índice cae prácticamente a cero durante la etapa de inducción y que presenta una variación importante de valores durante los brotes de actividad cerebral. Esta característica permite suponer que algunos parámetros extraídos del componente fractal pudieran ser convenientes para una posterior etapa de clasificación automática de la profundidad anestésica. La frecuencia de aparición de los brotes va disminuyendo a medida que el sujeto entra en un estado mayor de inconciencia, y esta característica pudiera ser fácilmente determinada de las variaciones del componente fractal.

Conclusión

El análisis tiempo-frecuencia del electro-encefalograma provee de información espectral útil para la definición de las diferentes etapas de la profundidad anestésica. En particular el uso de la representación Choi-Williams proporciona una imagen limpia de la evolución temporal del espectro del EEG. Esta representación permite realizar un análisis de los fenómenos no-lineales que caracterizan los cambios espectrales de las etapas basal, de inducción y de brote-supresión. En este trabajo se han propuesto cuatro índices espectrales que pudieran ser indicativos de estos cambios y, después de un análisis cualitativo se propone el componente fractal como el más representativo para una posterior etapa de clasificación de las tres fases de la anestesia estudiadas. Una validación clínica más exhaustiva será necesaria para medir el desempeño del índice; asimismo, una combinación de éste y otros parámetros de evaluación del estado neurológico del paciente permitirán obtener una herramienta robusta de monitoreo de la profundidad anestésica.

Agradecimientos

CONACYT – México, proyecto No. 41203

Referencias

[1] Rampil, I. J., “A primer for EEG Signal Processing in Anesthesia”, *Anesthesiology*, 89: 980-1002, 1998

[2] Drumond, J. C., “Monitoring Depth of Anesthesia”, *Anesthesiology*, 93: 876-82, 2000

[3] Cohen, L., Time-Frequency Analysis, Prentice Hall, U.S.A., 1995

[4] Schwender, D., Daunderer, M., Mulzer, S., Klasing, S., Finsterer, U., Peter, K., “Spectral Edge Frequency of the Electroencephalogram to Monitor Depth of anaesthesia With Isoflurane or Propofol”, *Br. J. Anaesthesia*, 77: 179-184, 1996

[5] Zhang, X., Roy, R. J., “Detecting Movement During Anesthesia by EEG Complexity Analysis”, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 37(3): 327-334, 1999

[6] Zhang, X., “EEG Complexity Analysis for Estimating the Depth of Anesthesia”, http://www.rpi.edu/~royr/roy_descpt.html, 2000

ESFIGMOMANÔMETROS: QUAIS AS CONDIÇÕES APÓS SETE ANOS DE PUBLICAÇÃO DO REGULAMENTO METROLÓGICO?

MSc. Handerson J. D. Leite *, MSc. Hugo A. N. Silva* e MSc. Josemir da C. Alexandrino*

* Centro Federal de Educ.Tecnológica da Bahia/Núcleo de Tecnologia em Saúde, Salvador, Brasil

e-mail: handerson@cefetba.br

Abstract: The care in maintaining the good state of operation of biomedical equipments is of fundamental importance for a medical quality service. In this sense, the results of a research made at three great Hospitals of Salvador, Bahia, Brazil are presented, seven years after the publication of the standard of the National Institute of Metrology, Standardization and Industrial Quality (INMETRO) number 24/96, to verify the calibration and operational status of Sphygmomanometers, and to aware healthcare the professionals for the need of such calibration. The results of the research demonstrate that 62% to 82% of the equipments were in no conformity with INMETRO standard, resulting in a huge health risk for the population.
***Palavras Chaves*: calibração de esfigmomanômetro; calibração; esfigmomanômetro; equipamento médico-hospitalar.**

Introdução

O avanço tecnológico alcançado pela ciência tem proporcionado a melhoria da qualidade de vida a milhares de pessoas. Os recursos tecnológicos utilizados nos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS) permitiram melhores condições para a prevenção de doenças, facilitaram o tratamento dos pacientes, além de tornarem mais precisos o diagnóstico das enfermidades. Diante da importância que os equipamentos médico-hospitalares ganharam nos últimos anos, são fundamentais a atenção quanto ao bom funcionamento e a precisão das medidas.

Particularmente no que tange ao uso de esfigmomanômetros do tipo aneróide, instrumento de medição não invasiva da pressão arterial humana, este zelo mostra-se extremamente importante. Segundo Pierin [1] esse método indireto é menos preciso que a medida direta (invasiva), porém é o mais utilizado para diagnosticar e tratar a hipertensão arterial no Brasil. Várias são as fontes de erros que podem estar relacionadas ao equipamento, paciente, operador, ambiente e técnica utilizada. Neste contexto, o treinamento de operadores, o esclarecimento aos pacientes, a adequação dos ambientes e a calibração e manutenção dos instrumentos de medida são fundamentais para uma medição com exatidão satisfatória, culminando em um serviço médico de qualidade.

Visando minimizar os erros de medida gerados pelo equipamento, o Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO), publicou, em 22 de fevereiro de 1996, a Portaria INMETRO nº 24 [2], que estabelece regulamento técnico metrológico para esfigmomanômetros do tipo aneróide, preconizando a realização de testes de verificação inicial, anterior a comercialização; periódicos, pelo menos uma vez ao ano; e eventuais, após a manutenção ou quando o órgão fiscalizador julgar necessário.

Decorridos sete anos da implantação da portaria a Rede de Pesquisa e Desenvolvimento Tecnológico Aplicado à Saúde (RETECH), com o objetivo de avaliar as condições de funcionamento e calibração dos esfigmomanômetros utilizados em Salvador (Bahia, Brasil) e sensibilizar profissionais e administradores dos EAS para a importância da verificação, calibração e manutenção dos equipamentos médico-hospitalares, realizou uma pesquisa em três grandes hospitais, sendo um filantrópico e dois públicos, um federal e outro estadual.

Materiais e Métodos

Para realizar a avaliação proposta tomou-se como referência a Portaria INMETRO nº 24, tendo sido realizados cinco, dos seis ensaios propostos para a verificação periódica de esfigmomanômetros: inspeção visual; comprovação da indicação do ponto zero; comprovação da hermeticidade; determinação do erro máximo de indicação; e ensaio de histerese. Não foi realizado o ensaio de verificação do escapamento de ar, pois foram privilegiados os testes relativos ao manômetro aneróide por entendê-lo como parte chave do equipamento sob análise.

O ensaio de inspeção visual consistiu da observação das condições de conservação do instrumento, condições do ponteiro, facilidade de leitura, menor divisão, faixa de medição e inscrições obrigatórias no mostrador. São consideradas inscrições obrigatórias no mostrador a unidade de pressão utilizada; o nome do fabricante ou sua marca; o número de série; e a marca de aprovação do modelo. Foram considerados conformes, neste ensaio, os equipamentos que atenderam a todos os itens.

O ensaio da comprovação da indicação do ponto zero foi realizado de maneira visual, observando-se a

existência do ponto zero, de batentes que pudessem produzir a referência artificialmente e, em caso da existência de faixa de tolerância, o seu tamanho. Foram considerados conformes, neste ensaio, os equipamentos que continham marcação do ponto de zero, inexistência de batente e faixa de tolerância, quando existente, dentro de valores que não excedessem +/- 3,0 mmHg ou +/- 0,4 KPa, conforme referido na Portaria do INMETRO.

O ensaio de comprovação de hermeticidade foi realizado de forma visual, observando-se a existência de lacre e a impossibilidade de acesso do usuário ao mostrador e ao ponteiro. Caso um dos dois itens não fosse cumprido, o equipamento seria considerado não conforme.

O ensaio para determinação do erro máximo de indicação foi realizado em salas com ar condicionado e nas condições ambientais previstas na Portaria do INMETRO, tendo a temperatura variado entre 21º e 25º Celsius e a umidade do ar entre 60% e 82%, ambas as medidas foram realizadas por um Termohigrômetro da Haar – synth. Para o teste do manômetro aneróide foi utilizado um Testador de Transdutor Pneumático da Bio-Tek Instruments, número de série 204126, com certificado de aferição emitido pela Fluke Biomedical Corporation, usando padrões rastreáveis do National Institute of Standards and Technology (NIST), em 07/2003. O erro de indicação foi observado em toda a faixa da escala, em intervalos de 30 mmHg, tanto na carga crescente como na decrescente. Tendo sido considerado não conforme o equipamento que apresentasse, na carga crescente e/ou decrescente uma diferença para o padrão maior do que 3,0 mmHg ou 0,4 KPa, de acordo com o que especifica a Portaria do INMETRO.

O ensaio de histerese foi realizado nas mesmas condições ambientais e utilizando o mesmo equipamento com que se realizou a determinação do erro máximo de indicação. Foi observada a diferença entre o valor da pressão decrescente e crescente no mesmo ponto lido no Testador de Transdutor Pneumático utilizado, sendo que a leitura decrescente foi realizada após manter o manômetro testado em carga máxima, por cinco minutos. Considerou-se como conforme o equipamento cuja diferença entre as leituras manteve-se entre 0 mmHg e +4 mmHg.

Foi ainda definido que o fato de um equipamento não estar conforme em um teste, não significaria excluí-lo dos ensaios seguintes.

Assim, um equipamento só foi considerado não conforme, no geral, quando apresentou uma ou mais não conformidades que pudessem levar a um erro direto de leitura, isto é, os erros de indicação máxima, histerese e inspeção visual no que diz respeito à conservação, ponteiro e facilidade de medida.

A estratégia utilizada para a realização dos testes nos hospitais e sensibilização dos profissionais para a importância da verificação periódica do equipamento consistiu da realização da "Semana de Calibração do Esfigmomanômetro", sendo desenvolvida ampla campanha de divulgação e incentivado que médicos, enfermeiras e fisioterapeutas levassem para efetuar ensaios os esfigmomanômetros de propriedade particular. Assim, os testes foram realizados em períodos e locais diferentes, mas sempre mantendo as condições descritas para cada ensaio realizado.

Resultados

Ao todo foram avaliados 145 manômetros aneróides, sendo 52 do hospital A, 39 do hospital B, 17 do hospital C e 37 de particulares que trabalham nos hospitais que participaram do estudo. A inspeção visual foi dividida em duas etapas e seus resultados são apresentados nas tabelas 1 e 2 a seguir. Na primeira aglutinou-se os dados referentes às não conformidades encontradas quanto a conservação, condições do ponteiro, facilidade da medida (visualização), existência de menor divisão igual ou inferior a 2 mmHg e faixa de medição mínima entre 0 e 260 mmHg. Na segunda registrou-se as não conformidades referentes às inscrições obrigatórias, aglutinando-as quando mais de uma foi observada.

Tabela 1: Não conformidades na inspeção visual

Item	Hosp. A	Hosp. B	Hosp. C	Parti-cular	Total
Conservação	1	1	-	-	2
Ponteiro	9	2	-	-	11
Facilidade de medida	3	-	-	1	4
Divisão maior que 2mmHg	-	-	-	-	0
Faixa de medição	26	33	15	21	95
Total	39	36	15	22	112

Tabela 2: Inexistência de inscrições obrigatórias

Item	Hosp. A	Hosp. B	Hosp. C	Parti-cular	Total
Só fabricante	1	-	1	-	2
Fabricante e aprovação	2	-	-	-	2
Só nº de série	2	-		2	4
Nº de série e aprovação	8	2	-	6	16
Unidade de pressão	-	-	-	-	0
Só selo de aprovação	23	31	14	15	83
Total	36	33	15	23	107

Dos equipamentos avaliados, quanto à indicação de zero, foram encontrados 95 equipamentos, 65,5% do total, que não apresentavam indicação de zero, conforme previsto na Portaria do INMETRO, isto é, ou não apresentavam indicação de zero, ou apresentavam

faixa de tolerância superior a +/- 3,0 mmHg. Entretanto, em nenhum dos esfigmomanômetros analisados foi encontrado batente.

Nos ensaios de hermeticidade apenas 3 equipamentos foram encontrados com visor a descoberto, o que corresponde à cerca de 2% do total.

Os testes de erro máximo de indicação revelaram que 97 manômetros, aproximadamente 67% do total, apresentavam erros máximos superiores a 3,0 mmHg em relação ao padrão, tendo sido agrupado por classes, na tabela 3, os erros observados. Os maiores erros encontrados nos hospitais A, B, C e particulares foram, respectivamente, 40, 100, 48 e 54 mmHg.

Ainda durante os ensaios de erro máximo foram encontrados quatro manômetros que não apresentavam qualquer medida quando inserida a pressão através do instrumento de teste, sendo, portanto, considerados defeituosos e não contabilizados.

Tabela 3: Freqüência de erros, por classe, encontrados nos equipamentos não conformes

Erro máximo (mmHg)	Hosp. A	Hosp. B	Hosp. C	Part.	Total
de 4 a 8	11	13	8	11	43
de 8,1 a 12	4	5	4	5	18
de 12,1 a 16	8	-	1	1	10
de 16,1 a 20	6	4	-	2	12
de 20,1 a 24	1	1	-	-	2
Maior que 24	5	5	1	1	12
Total	35	28	14	20	97

Tabela 4: Freqüência dos tipos de não conformidade capazes de produzir erro de leitura

Tipo de ensaio	Hosp. A	Hosp. B	Hosp. C	Part.	Total
Só Erro máximo	13	18	10	10	51
Erro máximo e histerese	9	7	4	9	29
Erro máximo, histerese e Insp. Visual	6	1	-	-	7
Erro máximo e Insp. Visual	7	2	-	1	10
Só Histerese	1	-	-	2	3
Só Insp. visual	-	-	-	-	0
Defeituoso	2	1	-	1	4
Total	38	29	14	23	104

Os ensaios de histerese indicaram que 39 equipamentos, cerca de 27% do total, apresentavam diferença entre a pressão decrescente e crescente, sendo que em 36 deles foram encontradas variações positivas entre 5 a 12 mmHg e 3 apresentaram diferença negativa, fora da faixa de 0 a 4 mmHg, estabelecida pela Portaria.

Visando uma melhor análise dos equipamentos estudados, os resultados dos ensaios foram agrupados por não conformidades que pudessem produzir erro direto de leitura do usuário. Dessa forma, foram considerados os equipamentos que apresentavam indicação de erro máximo maior que o padronizado, histerese e inspeção visual no que concerne aos itens conservação, ponteiro e facilidade de medida, na tabela 4.

Dessa forma, tomando-se como parâmetro os critérios estabelecidos para a construção da tabela 4 é possível identificar os equipamentos conformes e não-conformes por hospital e particulares, agrupados na tabela 5.

Tabela 5: Equipamentos conformes e não conformes

Local	Testa-dos	Conforme		Não Conforme	
	Abs.	Abs.	(%)	Abs.	(%)
Hospital A	52	14	26,9	38	73,1
Hospital B	39	10	25,6	29	74,4
Hospital C	17	3	17,6	14	82,4
Particulares	37	14	37,8	23	62,2
Total	145	41	28,3	104	71,7

Ressalte-se, também, que cerca de 25,5% dos equipamentos analisados foram de particulares.

Discussão

Os dados compilados anteriormente demonstram a precária situação em que se encontra a maioria dos equipamentos pesquisados. Os altos índices de não conformidades se estendem por todos os ensaios realizados.

Na inspeção visual (tabela 1), observou-se um total de 112 ocorrências de não conformidades, representando 77,2 % do universo pesquisado. A maioria (65,5%) por não possuir faixa de medição iniciando em zero mmHg; 7,6% com problema no ponteiro; 2,8% por dificuldade de medida; e 1,4% pelo estado de conservação. Por outro lado, todos estavam em conformidade com o requisito de não possuir divisão maior que 2 mmHg e não foi registrada a existência de batente que pudesse produzir um "zero artificial".

Quanto à faixa de medida, acredita-se que três situações podem estar ocorrendo: (1) a existência de instrumentos antigos (anteriores à Portaria) e/ou (2) a produção, comercialização e aquisição de instrumentos em não conformidade metrológica e/ou, ainda, (3) desconhecimento da Portaria. Os outros casos, provavelmente ocorrem por manutenção ou acondicionamento inadequado, pois foram encontrados ponteiros empenados, visores riscados ou trincados e escalas com graduação pouco legível (pintura descascando).

Quanto às inscrições obrigatórias (tabela 2), verificou-se um total de 107 (73,8%) não conformidades, sendo 57,2% por falta do selo de aprovação, o que pode significar, mais uma vez, a ocorrência das situações (1), (2) e (3) enumeradas no parágrafo anterior. Um indicador desta situação é a grande diversidade de fabricantes pouco conhecidos no mercado.

Quanto à indicação de zero foi encontrado o mesmo índice de 65,5% de não conformidades com a faixa de medição, pois em ambos os testes foram observados escalas com valores iniciais acima de zero (tipicamente 20 mmHg).

Com relação ao erro máximo, considerando-se o total de equipamentos avaliados, observa-se 30% de ocorrência de não conformidades na classe de 4 a 8 mmHg e 37,2% nas demais classes. Isso significa que mais de um terço dos instrumentos apresentaram erro máximo de, pelo menos, o dobro do permitido. Tal situação mostra-se ainda mais dramática considerando o estado de calibração dos instrumentos usados em UTIs, onde foram encontrados 46,1%, de um total de 13 equipamentos, com erros variando de 8 a 26 mmHg podendo comprometer o diagnóstico em uma unidade de alto risco.

Quanto à ocorrência de não conformidades de tipos diferentes em um mesmo instrumento (tabela 4), observa-se as maiores freqüências em "só erro máximo" e "erro máximo e histerese", representando 55,2% do universo estudado. Outra observação interessante é que as não conformidades por inspeção visual sempre estão associadas a outros erros (erro máximo e/ou histerese) denotando que o mau estado de conservação leva a outras não conformidades mais relevantes.

Considerando todos os resultados que pudessem produzir erros de leitura (tabela 5), observa-se um alto índice de não conformidades (71,7%). Inclusive, ao se comparar os dados encontrados com a pesquisa realizada pelo IMETRO [3], em 1998, que avaliou as condições de calibração de esfigmomanômetros do tipo aneróide, em três cidades do sudeste do país, utilizando os mesmos critérios para a avaliação do erro máximo, reprovando 61% dos equipamentos testados e encontrando erros superiores a 30 mmHg, percebe-se que as condições metrológicas da maioria destes equipamentos na Bahia, ainda continuam adversas e apresentam uma ligeira piora dos índices.

A receptividade da comunidade dos hospitais pode ser avaliada pela quantidade de instrumentos particulares levados para análise (25,5%), no que diz respeito a este parâmetro é possível considerar apenas razoável a participação da comunidade.

Conclusão

Após sete anos da publicação que estabelece o regulamento técnico metrológico para esfigmomanômetros do tipo aneróide pelo INMETRO, as condições apresentadas por esses equipamentos, no Estado da Bahia, ainda são bastante precárias ocasionando, provavelmente, erros de diagnóstico. A tentativa de conscientização dos profissionais de saúde é muito importante, considerando que pelo menos uma verificação anual deve ser realizada. Necessita-se, ainda, avaliar os motivos que levam os administradores e médicos a negligenciarem o período de verificação. A falta de selo em uma grande quantidade de equipamentos pode sugerir a pouca fiscalização por parte dos órgãos responsáveis.

Agradecimentos

Os autores agradecem a Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado da Bahia (FAPESB) e a Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP) que através do apoio a Rede de Pesquisa e Desenvolvimento Tecnológico Aplicado à Saúde (RETECH) permitiu o aprimoramento dos trabalhos desenvolvidos. Agradecem, ainda, a Secretaria de Saúde do Estado da Bahia pela permanente disponibilidade de apoiar os projetos desenvolvidos pelo Núcleo de Tecnologia em Saúde do CEFET-BA.

Referências

[1] Pierin A. M. G., Alavarce D. C., Lima J. C., Mion Júnior D. "A medida indireta da pressão arterial: como evitar erros", Rev. Brás. Hipertensão; 7(**1**):31-8, 2000.

[2] Ministério da Indústria, do Comércio e do Turismo. Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial. Portaria INMETRO nº 24, de 22 de fevereiro de 1996.

[3] INMETRO, Internet site address: http://www. inmetro.gov.br acessado em 20/11/2000.

GASES MEDICINAIS EM HOSPITAIS: UMA METODOLOGIA PARA A REDUÇÃO DE CUSTOS

Msc. Handerson J. D. Leite*, José Carlos da S. Cerqueira** e Joel S. D. Santos*

* Centro Federal de Educ.Tecnológica da Bahia/Núcleo de Tecnologia em Saúde, Salvador, Brasil
** Hospital Geral Roberto Santos/Coordenação de Manutenção, Salvador, Brasil

e-mail: handerson@cefetba.br

Abstract: The increase of the use of biomedical equipments in hospitals can enlarge the consumption of infra-structural inputs, as for instance, electric power, water, telephony and medicinal gases. This work presents a method for costs reduction with medicinal gases applied at a public hospital in the city of Salvador, Bahia, Brazil. It demonstrates that the investment in preventive maintenance, managerial controls and the user's education can reduce considerably the costs with medicinal gases.
***Palavras Chaves*: Custos de gases medicinais, consumo de gases, custos hospitalares, redução de custos, manutenção de instalações.**

Introdução

Os custos em saúde têm aumentado consideravelmente nos últimos anos e uma das possíveis causas pode ser a incorporação de equipamentos biomédicos nas práticas médicas [1]. O aumento da complexidade tecnológica no ambiente hospitalar, além de demandar maiores investimentos e ampliar os custos diretos com manutenção, requer o incremento no consumo de insumos, como por exemplo, energia elétrica, água e esgoto, telefone e gases medicinais.

Karman [2], alerta que o desperdício desses insumos nos hospitais é muito grande e aponta vários possíveis pontos de perdas nos sistemas hidráulicos, de gases e de energia. Dessa forma, a preocupação com o uso racional dos insumos deve ser uma constante da equipe de manutenção, visando reduzir as perdas e como conseqüência os custos.

O presente trabalho, desenvolvido em um hospital escola da rede estadual, em Salvador, Bahia, que possui 503 leitos, 107.327,75 m^2 de área total e 32.080,94 m^2 construídos, foi motivado pela constatação, nos quatro primeiros meses do ano de 2000, de que os custos com gases medicinais apresentavam valores percentuais crescentes, chegando a atingir, em abril daquele ano, 73% dos valores gastos com insumos de infra-estrutura (energia elétrica, água e esgoto, telefonia e gases medicinais). Dessa forma esse trabalho tem por objetivo apresentar uma metodologia para a redução de consumo de gases medicinais, aqui definidos como sendo oxigênio, nitrogênio, óxido nitroso e dióxido de carbono, além de propor possíveis parâmetros gerenciais para a avaliação do consumo dos mesmos.

Materiais e Métodos

O método utilizado para a resolução do problema partiu de uma lista livre com os membros da manutenção onde se buscava saber quais as principais causas para o alto consumo de gases medicinais. Das respostas apresentadas três fatores foram os mais constantes: perdas por falta de manutenção preventiva nos sistemas, pouco controle gerencial da manutenção e baixa consciência dos usuários quanto a utilização adequada dos gases, ocasionando desperdícios. Dessa forma, foi estabelecido um conjunto de medidas, visando estancar as causas identificadas.

No momento definido como ponto zero, maio de 2000, realizou-se uma manutenção geral dos sistemas de gases medicinais e estabeleceu-se um plano de manutenção preventiva que consistia de ações diárias, mensais, trimestrais e anuais.

Realizou-se diariamente a leitura do consumo de gases medicinais e a revisão dos pontos de entrega, observando-se a existência de vazamentos e o perfeito funcionamento das válvulas.

Em conformidade com a indicação dos fabricantes foram aplicados, mensalmente, os procedimentos preventivos em fluxômetros e válvulas redutoras de pressão dos cilindros.

Com periodicidade trimestral, definida a partir de consultas aos fabricantes, foram efetuados os procedimentos preventivos na central de gases e, anualmente, realizado testes de extanqueidade nas tubulações.

Dessa forma, buscou-se estancar as perdas por vazamentos gerados devido a conexões e juntas inadequadas, válvulas de segurança com defeito e corrosão na tubulação, além de melhorar a confiabilidade das medidas.

Com base na observação direta, as medidas de controle foram estabelecidas em dois dos pontos considerados mais vulneráveis pela manutenção: o recebimento e o uso efetivo dos cilindros de gases medicinais, especialmente oxigênio, existentes na instituição.

Foi implantada uma rotina para recebimento de gases, composta de quatro passos. A verificação da pressão dos cilindros vazios quando da entrega à empresa fornecedora; a inspeção do lacre dos cilindros no ato do recebimento; a realização de testes de pressão

interna em um dos cilindros entregues na presença do funcionário da empresa fornecedora, escolhido de forma aleatória e; registro dos dados, em formulário apropriado, assinado e identificado pelo funcionário da manutenção responsável pelo recebimento, através de carimbo com nome e matrícula do mesmo. Ainda com o objetivo de estabelecer maior controle no recebimento foi definido que a entrega de gases só poderia ocorrer no horário administrativo e instituído um rodízio de funcionários para realizar o recebimento.

No que concerne ao uso dos cilindros de gases foi realizado um levantamento do número de cilindros existentes na unidade e proibido o uso dos mesmos nos corredores e enfermarias, além da proibição do uso de válvulas venturi em rede canalizada e cilindros de oxigênio para aspiração de pacientes. Nos ambientes onde antes se utilizava cilindro de oxigênio e foi constatada a necessidade de uso deste gás, instalou-se rede canalizada.

Assim, buscou-se evitar as perdas ocorridas nas sobras dos cilindros considerados vazios, por discrepância entre a quantidade adquirida e a efetivamente entregue e pelo uso inadequado de gases.

Finalmente, foi realizada uma campanha educativa com os usuários, repetida anualmente, através de uma escala de visitas do coordenador aos diversos setores, um por dia, com o objetivo de esclarecer as perdas, a importância das mudanças implementadas, os custos e os cuidados para evitar perdas pelo uso inadequado dos gases medicinais.

Foi decidido, ainda, que o acompanhamento dos resultados seria realizado por unidade monetária ao invés de quantidade de consumo para facilitar a ação diária do corpo da manutenção, pois um dos gases em estudo é comercializado em unidade de medida diferente.

Resultados

Ao longo dos quatro últimos anos foram mantidos os procedimentos e registrado os custos com gases medicinais, mês a mês, conforme demonstrado na figura 1, abaixo.

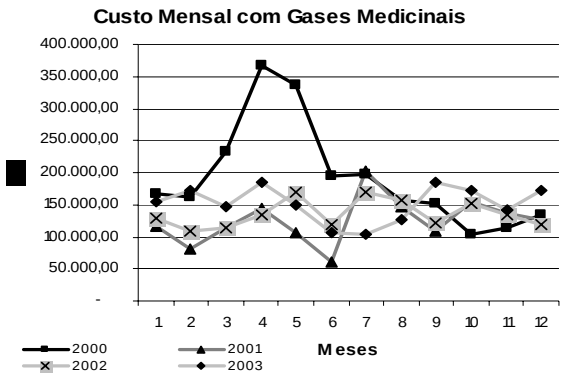


Figura 1: Gráfico do custo mensal com gases medicinais

Registrou-se o valor médio mensal anual e a variação percentual dos custos de aquisição de gases medicinais, em relação ao ano anterior, conforme demonstrado no tabela 1, a seguir.

Tabela 1: Custo médio mensal e percentual de variação anual

Ano	Custo médio mensal	Variação anual (%)
2000	R$ 193.346,58	-
2001	R$ 125.232,61	-35,23
2002	R$ 135.466,13	8,17
2003	R$ 151.212,35	11,62

Anotou-se, ainda, ano a ano, o percentual de contribuição de cada insumo da infra-estrutura, nos gastos totais, apresentado na tabela 2.

Tabela 2: Percentual de contribuição do insumo nos gastos totais

Ano	Energia Elétrica	Água e Esg.	Gases	Tele	Total
2000	14,3	27,1	56,4	2,2	100
2001	17,9	33,5	46,1	2,5	100
2002	23,2	29,4	45,2	2,2	100
2003	22,0	18,3	57,9	1,8	100

Discussão

Dos resultados apresentados é possível perceber uma queda de cerca de 43% nos custos com gases logo no primeiro mês de implantação da metodologia, sendo mantida a tendência decrescente por cerca de seis meses.

Observa-se que nos anos seguintes à implementação do método, os custos mensais permaneceram variando em torno da média. As maiores variações, positivas e negativas, em relação ao ponto médio ocorreram, todos os anos, entre os meses de junho e julho. Tal resultado, possivelmente, relaciona-se ao ciclo de festas que utilizam fogueiras e fogos de artifício e ocorrem, no nordeste, ao final do mês de junho, pois a instituição estudada realiza atendimentos de emergência e considerando que as festas provocam um feriado longo, as recargas dos gases são realizadas às vésperas dos mesmos. Assim, variações positivas podem refletir o alto número de pacientes com problemas respiratórios num determinado ano e, portanto, a necessidade de nova recarga em curto período de tempo, enquanto as variações negativas podem significar baixo índice de problemas respiratórios e, assim sendo, o aumento do prazo para efetuar nova recarga.

Mesmo não tendo sido contabilizado os índices de reajuste nos preços dos gases ao longo do processo e tendo sido admitido, previamente, como uma limitação

do método, a dificuldade de unificar unidades é possível inferir que houve redução do consumo. Tal entendimento é possível se realizada uma comparação entre a variação percentual dos custos ano a ano e o Índice de Preços ao Consumidor Ampliado (IPCA) acumulado, calculado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), um dos indicadores da variação de preços no país. Entre 2000 e 2001 houve uma redução de 35,23% nos custos e um IPCA acumulado de 7,7% no ano de 2001 [3]; em 2002 houve um acréscimo de 8,17% nos custos para um IPCA acumulado naquele ano de 12,5% [4] e; em 2003 houve um aumento dos custos em 11,62% para um IPCA acumulado no ano de 9,3% [5]. Assim, para uma variação inflacionária acumulada de aproximadamente 32% nos últimos três anos, foi contabilizada uma economia total de cerca de 29% em relação aos valores de 2000.

Quanto ao percentual de gastos com gases em relação aos custos totais com insumos de infra-estrutura é possível observar que durante os anos de 2001 e 2002, o mesmo se situou num patamar em torno de 45% dos gastos totais, entretanto não é possível estabelecer parâmetros gerenciais para o consumo de gases, especialmente diante dos valores obtidos em 2003 que se justificam devido a queda, em cerca de 45%, dos valores relacionados à água e esgoto. Tal redução deve-se a um fator externo, pois ao realizar uma operação de limpeza e terraplanagem da área que fica nos fundos do hospital, nos últimos dias de 2002, foram descobertas dezenas de ligações clandestinas na rede de água da instituição, realizadas por moradores de uma favela das proximidades.

Por outro lado, apenas para efeito de análise, se considerarmos os valores de água e esgoto em 2003 como a média dos últimos três anos, o consumo de gases contribuiria com cerca de 49% dos gastos totais com insumos de infra-estrutura.

Há ainda que ser considerado que os custos para implementação do método proposto, apesar de não quantificado, foi muito pequeno, levando-se em conta que utilizou recursos humanos já existentes e demandou poucas peças de reposição, diante de uma economia de cerca de R$ 800.000,00 (oitocentos mil reais) em relação ao ano anterior, somente ao final do ano de 2001.

Conclusão

As análises dos dados apresentados demonstram que o método utilizado foi eficaz e efetivo para a resolução do problema. Reforça a necessidade do estabelecimento de uma manutenção preventiva constante nos insumos infra-estruturais de uma instituição hospitalar, de controles gerenciais adequados e da conscientização dos profissionais de saúde quanto ao uso adequado dos recursos. Entretanto é reconhecida a necessidade de aprimoramento do método, especialmente através da quantificação do consumo em unidades de medida de massa ou volume e na estratificação dos mesmos por tipo.

Agradecimentos

Os autores agradecem à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado da Bahia (FAPESB) e a Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP) que através do apoio à Rede de Pesquisa e Desenvolvimento Tecnológico Aplicado à Saúde (RETECH) permitiu o aprimoramento dos trabalhos desenvolvidos. Agradecem, ainda, à Secretaria de Saúde do Estado da Bahia pela permanente disponibilidade de apoiar os projetos desenvolvidos pelo Núcleo de Tecnologia em Saúde do CEFET-BA.

Referências

[1] MENDES, E. V., *Uma Agenda para a Saúde*, São Paulo: Hucitec, 1999.

[2] KARMAN, J., *Manutenção Hospitalar Preditiva*, São Paulo: Pini, 1994.

[3] BANCO CENTRAL DO BRASIL, Relatório Anual 2001. Internet site address: http://www.bcb.gov.br/htms/banual2001/rel2001cap1p.pdf acessado em 20/01/2004.

[4] BANCO CENTRAL DO BRASIL, Relatório Anual 2002. Internet site address:http://www.bcb.gov.br/htms/banual2002/rel2002cap1p.pdf acessado em 20/01/2004.

[5] O ESTADO DE SÃO PAULO, Internet site address: http://www.estadao.com.br/economia/noticias/2004/jan/14/25.htm acessado em 25/01/2004.

CHARACTERIAZATION OF POROUS MEMBRANES AND TUBES PRODUCED WITH NATURAL RUBBER BIOMATERIAL

M. Mulato*, W. F. P. Neves-Junior*, T. C. dos Santos*, M. Ferreira*, and J. Coutinho-Netto**
* Departamento de Física e Matemática-FFCLRP-USP Ribeirão Preto (SP), Brazil
** Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP (SP), Brazil

e-mail: mmulato@ffclrp.usp.br

Abstract: **Recently, some works demonstrated that natural rubber (NR) is a potential biomaterial to be explored on several biomedical applications, such as vascular prosthesis, which requires materials with specific mechanical properties. Besides, the success of implants is strongly dependent on a well designed porous wall, with a controlled size and distribution of pores. In this sense the present work focuses on the fabrication process of porous membranes aiming the introduction of pores in (NR) tubes. In addition, we study the elastic properties of NR tubes, produced by dip-coating technique. With the developed methodology, we obtained membranes with a regular distribution of pores with diameters of about 30μm. Also, the fabricated tubes were regular and elastic.**

Keywords*: Natural rubber, biomaterial, porosity, vascular prosthesis, *Hevea brasiliensis

Introduction

Natural rubber (NR) is a dispersive system extract from *Hevea brasiliensis*. The latex composition has 40-45% of isoprene (1,4 poly cis isoprene), 4-5% of non-rubber constituents such as proteins, lipids, fatty acids and 50% of water [1]. It is an important raw material with many industrial applications. Nowadays medical uses of natural rubber as a biomaterial have been investigated [2, 3, 4]. The results have showed that natural rubber is biologically compatible; it stimulates the process of angiogenesis and is a potential raw material to fabricate vascular prosthesis, curatives and porous membranes. An important aspect to obtain successful prosthesis is the control and regularity of the material porosity. There are evidences that the tubes must have a porous wall to function as a scaffold for the vascular tissue, enabling it to grow up in the external part of the tube [5, 6, 7]. According to these authors an ideal porous size should be near to 30 μm. The goal of this research is to propose a methodology to create pores in (NR) tubes and membranes. At this time, we present some preliminary results of a methodology to introduce pores in (NR) membranes produced by spin-coating technique. It also includes the physical characterization of the elastic properties of natural rubber tubes fabricated by dip-coating technique that could be used to replace damaged veins [7].

Materials and Methods

Natural rubber samples used in this work are a blend of clones extracted from different trees of *Hevea brasiliensis*. The latex was centrifuged and the pH corrected to about 10, using NH_4OH (P.A), to prevent the coagulation. A mixture of 4% sulphur suspension and 2% of poly-vinylmethylether is also added to promote the vulcanization.

In the study of porosity we deposited 1 mL of latex in a Teflon® substrate using *spin-coating* technique. The deposition was performed at a velocity of 2000 rpm, speed ramp 1000 rpm/s and total time of 30 s. To produce the pores, the membranes were immersed in a liquid nitrogen *dewar*. The temperature varied from -97 to -1 ºC and the frozen time was 30 min. Pores size and distribution were evaluated by scanning electron microscopy (SEM) (see Figure 1).

Regarding the tubes, the fabrication process is based on the dip-coating technique where cylindrical molds are vertically introduced into a latex bath at a constant speed of 5 cm/min. The tension deformation tests were made using an EMIC-MEM2000 system and results are presented in Figures 2 and 3. Other fabrication process details regarding the tubes are described in our previous work [8].

Results

Figures 1 a), b), c), d), e) and f) show the SEM results of the porosity in NR membranes.

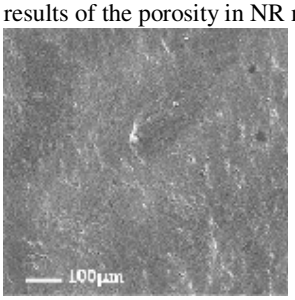


Figure 1a: SEM of NR membrane (control)

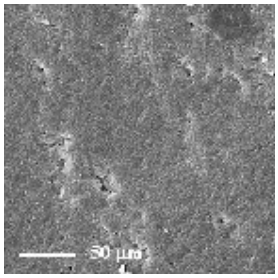


Figure 1b: SEM of NR membrane (control)

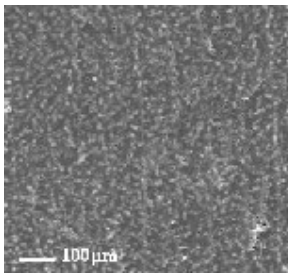


Figure 1c: SEM of (NR) membrane (-97°C)

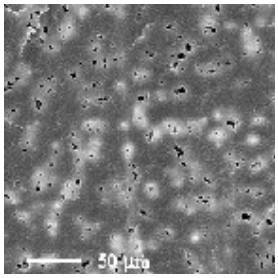


Figure 1d: SEM of (NR) membrane (-97°C)

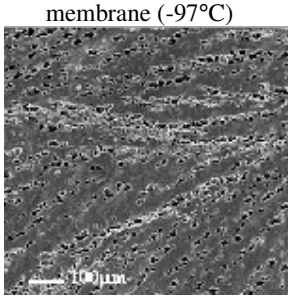


Figure 1e: SEM of NR membrane (- 1° C)

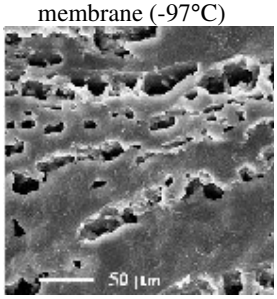


Figure 1f: SEM of NR membrane (- 1° C)

The results of the strain/stress tests are presented below, on Figures 2 and 3.

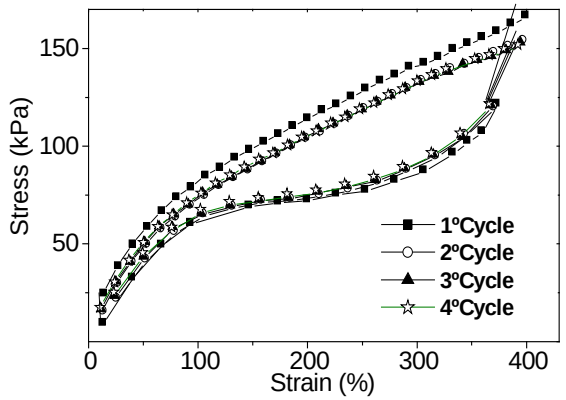


Figure 2: *Cyclic tension versus deformation tests. Sample area is 15 x 15 mm^2.*

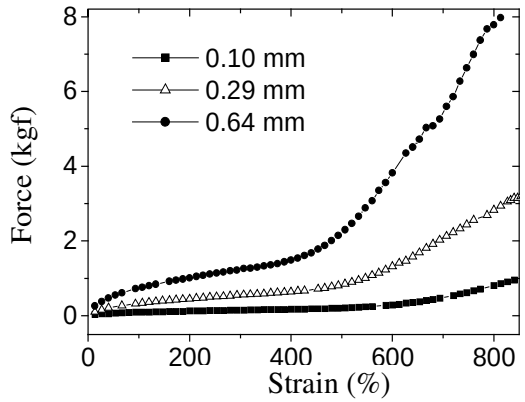


Figure 3. *Tension versus deformation tests at rupture point.*

Discussion

The SEM images in Figure 1a) and b) show a closed (impermeable) membrane surface where no pores can be viewed. At very low frozen temperatures (-97 °C), we can observe pores smaller than 10 µm distributed around the membrane, see Figures 1c) and d). Figures 1 e) and f) present an image of a membrane frozen at -1°C. It can be noted in this case that the pores have a regular distribution on the surface of the membrane and an excellent diameter size of approximately 30 µm, which is in accordance to the size suggested on the literature [5, 6, 7]. These results lead to believe that temperatures near to the frozen point of water produce larger pores because the water crystals have more time to grow up slowly and gradually. On the other hand, when we submitted the membranes to very low frozen temperatures, the thermal impact inhibits the crystal formation, which results in a pour porous surface.

In a previous work we investigated the main variables related to the manufacturing of tubes by dip-coating technique [8]. We achieved optimum parameters such as dip-coating velocity of 5 cm/min and heating time of about 10 minutes for temperatures of 30°C.

On the first test shown on Figure 2, there is an evaluation of the fatigue of the tube, where we performed four consecutive stress tests with the same tube. We can see that the material presents important changes on the elastic behavior only in the first cycle. It suggests that after de first deformation the polymeric net stabilizes and can support the ingoing deformations without irreversible changes. The hysteric result observed in Figure 2 leads to the conclusion that the material has a strain memory, i.e. during the initial stretching the polymer chains are forced to uncurl. When de process is reversed and the initial force is removed, the net keeps a memory of the previous uncurling stage.

Force versus deformation curves up to the rupture point for tubes with different wall thickness are presented in Figure 3. We can observe two distinct elastic behaviors. Near to 400 % of elongation the tubes are easily deformed but after this point the material needs a larger force to achieve the same relative deformation. The rupture point is around 800%, regardless of the wall thickness.

These data show that the rubber latex tubes are more compliant than other polymer tubes, like segmented polyetherurethane (SPEU), stretching 30% with tensions below 100kPa (insofar SPEU needs about 700kPa to present the same stretch [9]). The elastic moduli (Young's Modulus) for the first elastic behavior of the tested tubes are respectively, from the thickest to the thinner: 270kPa, 210kPa and 160kPa. Comparing these preliminary values with those reported in the literature by Gupta and Kasyanov [10], for the Human Carotid Artery (83.36kPa), two different Textile Hybrid Vascular Grafts (HGV1: 61.81kPa and HGV2: 87.78kPa) and a Commercial Polyester Graft

(1074.64kPa), we can note that the (NR) tubes presents an intermediary elastic modulus. The elastic moduli of the (NR) rubber tubes are about 2 to 3 times bigger than that of the Human Carotid Artery, even so these values are better than that verified for the Commercial Polyester Graft. Finally, Gupta and Kasyanov's experiments explore the volumetric elastic behavior, while we analyzed the longitudinal behavior, what somehow restricts these comparisons

Conclusion

The results obtained for the porosity study showed a better performance at frozen temperatures of -1°C.

The elastic characterization of the tubes indicated that the fabricated tubes are resistant and extremely elastic. They can be elongated up to 800% of its initial length. Finally, the tubes have a great potential to be used as vascular prosthesis, or in other applications that require a large range of resistance and elasticity. In the future, a detailed study of the elastic properties should be performed, and porous tubes should be developed for medical applications.

Acknowledgments

CNPq/PADCT III, Instituto Multidisciplinar de Materiais Poliméricos (IMMP).
FAPESP (Processo nº: 03/02516-2)
Professors: E. H. G. Lara, M. S. Ogasawara, Prof. Dr. H. Panzeri, R.S. Antunes e E. Volta for helping with tension tests measurements.

References

[1] Hasma, H. et al., *"Influence of non-rubber constituents on elastic properties of natural rubber vulcanizates"* Plastics Rubber and Composites Processing Applications v. **19**, p.185-194, 1993.

[2] Mrué F, *"Neoformação tecidual induzida por biomembrana de latex natural com polilisina"*, PhD Thesis, Departamento de Cirurgia e Anatomia, FMRP-USP, 2000.

[3] Frade M. A. C., Valverde RV, de Assis RVC, Coutinho-Netto J, and Foss NT, *"Cronic phlepoppathic cutaneous ulcer: a therapeutic proposal"*. Int. J. Dermatol. 40(3), 238-240, 2001.

[4] Alves M. C. O, *"Teste da angiogênese estimulada por membranas de látex natural"*, Master Thesis, Departamento de Física e Matemática, FFCLRP – USP, 2003.

[5] Doi, K. e Matsuda T., Significance of porosity and compliance of microporous, polyurethane-based microarterial vessel on neoarterial wall regeneration, *J. Biomedical Materials Research* **37** (4): 573-584, 1997.

[6] Dói, K., Nakayama Y. e Matsuda T., Novel compliant tissue-permeable microporous polyurethane vascular prosthesis fabricated using excimer ablation technique, *J. Biomedical Material Research* **31**, 27-33, 1996.

[7] Nakayama, Y. e Matsuda T., Surface microarchitectural design in biomedical applications: *In vitro* transmural endothelialization on microporous segmented polyurethane films fabricated using an excimer laser, *J. Biomedical Material Research* **31**, 235-242, 1996.

[8] Neves-Junior, W.F.P. et al, Materials Research Society Symposium Proceedings 2004, in press.

[9]. Chen JH, Laiw RF, Jiang SF, Lee YD, Microporous segmented polyetherurethane vascular graft: I. Dependency of graft morphology and mechanical properties on compositions and fabrication conditions, *J. Biomedical Materials Research,* 1999; **48** (3): 235-245.

[10]. Gupta BS and Kasyanov VA, Biomechanics of human common carotid artery and design of novel hybrid textile compliant vascular grafts, J. Biomedical Materials Research, 1997; 34: 341-349.

PROJETO DE TRANSFORMADORES DE SAÍDA DE EQUIPAMENTOS ELETROCIRÚRGICOS

B. Schneider Jr.* e P. J. Abatti*

* CEFET-PR/CPGEI, Curitiba, Brasil

e-mail: bertoldo@cefetpr.br

Abstract: The performance of electrosurgical devices depends, among other aspects, on the output transformer characteristics. Unfortunately, due to the device frequency of operation, required output power and uncertainties about the load (biological tissue under cut and/or coagulation procedures), the common transformer models cannot be applied to determine its characteristics directly. This paper discusses the above problems in details, presenting useful models and practical procedures to design and construct the output transformers of electrosurgical devices. Experimental results are also reported.

***Palavras Chaves*: Transformador, eletrocirurgia, bisturi, potência, modelo.**

Introdução

Um dispositivo eletrocirúrgico, Bisturi Eletrônico, usa altas correntes (até 3 A), altas tensões (acima de 200 Vp) e potências (até 300 W) para promover o corte, a ressecção e a hemostasia (estancamento da Hemorragia), através do calor gerado pelas faíscas, presentes nas ações eletrocirúrgicas (corte e fulguração), e/ou pelo efeito Joule da alta densidade de corrente no tecido no local da intervenção (a dessecação, desidratação dos tecidos, é feita só por contato ôhmico, sem a presença de faíscas).

A parte mais crítica do projeto e da manutenção de um equipamento eletrocirúrgico é a etapa de potência [1]. É constituída basicamente de um pré-amplificador de potência, um amplificador de potência de saída, um transformador de potência e filtros. Muitos problemas de engenharia e de tecnologia estão envolvidos nesta etapa, tais como a escassez de componentes que trabalhem em alta potência e em alta freqüência e a proteção térmica dos transistores de saída. Soluções têm sido apresentadas para os amplificadores e filtros [1], todavia, pouco se conhece sobre a importância que o transformador tem nesta etapa. Um transformador mal projetado ou mal construído pode desencadear o processo destrutivo dos transistores de saída [2]. Estes transformadores devem trabalhar numa freqüência dentro da faixa que vai 300 kHz a 5 MHz, com cargas variáveis de 50 e 2000 ohms [3] e com potências de até centenas de watts, um conjunto de situações e parâmetros que o transforma num elemento muito especial no campo da eletrocirurgia.

O objetivo deste artigo é apresentar modelos equivalentes no domínio da freqüência e procedimentos para a correta implementação de transformadores de potência em altas freqüências, especialmente os utilizados em equipamentos eletrocirúrgicos

Materiais e Métodos

Um transformador real pode ser representado basicamente de duas maneiras. A primeira, mais utilizada para grandes transformadores de potência, usa parâmetros de magnetização e perda e a segunda, mais comumente utilizada em transformadores de tensão (ou corrente), usa parâmetros de indutâncias própria (auto-indutância) e mútua. A Figura 1 esquematiza um transformador real, onde R1 e R2 representam as resistências intrínsecas dos enrolamentos, ϕm o fluxo magnético enlaçado pelos dois enrolamentos, $\phi 1$ o fluxo magnético gerado pelo enrolamento primário que não é enlaçado pelo enrolamento secundário e $\phi 2$ o fluxo magnético relativo ao enrolamento secundário que não é enlaçado pelo enrolamento primário.

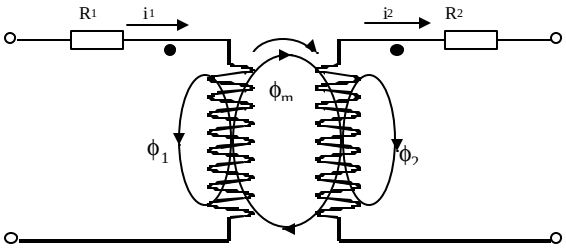


Figura 1.- Diagrama esquemático de um transformador real. R1 e R2 são as resistências intrínsecas dos enrolamentos primário e secundário. M é a indutância mútua entre os mesmos. $\phi 1$ e $\phi 2$ são os fluxos magnéticos de perda e ϕm o fluxo magnético mútuo.

Nos modelos com parâmetros de magnetização e perdas, como o mostrado na Figura 2, tem-se as resistências de perda r1 e r2 (resistências intrínsecas dos enrolamentos), indutâncias de perdas (ou de fuga) L1 e L2 dos enrolamentos primário e secundário, respectivamente (não confundir com L11 e L22, que são indutâncias próprias dos enrolamentos), que fornecem as reatâncias X1 e X2 da Figura 2, relacionadas com os

fluxos de perda ϕ1 e ϕ2 da Figura 1. A corrente de perda em fase com a tensão aplicada, medida à vazio, fornece a condutância gc e a corrente de magnetização, em quadratura com a tensão, medida no mesmo ensaio, fornece a susceptância de magnetização bm. Estas modelagens, feitas com parâmetros de magnetização e perdas, extensas na literatura [4,5,6,7], apresentam como dificuldades a medição destes parâmetros, a difícil implementação matemática, uso de muitas capacitâncias [8] e, principalmente, a necessidade de incorporação do quadripolo do "transformador-ideal" (representado na Figura 2 pelo ganho a) dentro do quadripolo do modelo. Isto torna os modelos dependentes da topologia escolhida e dificulta muito as transformações paramétricas entre modelos.

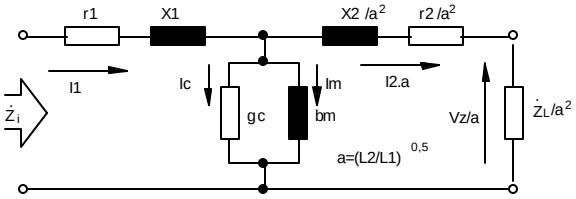


Figura 2.- Modelo de Magnetização e Perdas. X1 e X2 são as reatâncias de perda relacionadas às indutâncias de perda L1 e L2. r1 e r2 são as resistências de perdas dos enrolamentos, gc a condutância e bm a susceptância de magnetização do núcleo. O ganho *a* representa o ganho de tensão da saída em relação à entrada e Z_L é a carga.

Modelos baseados em auto e mútua indutâncias não têm a necessidade do quadripolo do tranformador-ideal, porque a indutância mútua já implica o conceito de ganho de tensão e reflexões de impedância entre enrolamentos. Além do mais, auto e mútua indutâncias são parâmetros de mais fácil medição em laboratórios de Eletrônica ou de Biomédica. Apresenta-se, então, dois modelos baseados em auto e mútua indutâncias, aplicáveis na implementação de transformadores que funcionam sob as condições encontradas nas saídas de equipamentos eletrocirúrgicos.

As impedâncias dos transformadores reais (Zpsa, impedância primária com secundário em aberto; Zpsc, impedância do primério com secundário em curto; Zspa, impedância do secundário com primário em aberto, e Zspc, impedância do secundário com o primário em curto), em função da freqüência, têm comportamentos tais como mostrados na Figura 3, devido as suas capacitâncias intrínsecas e ao comportamento complexo do coeficiente magnético do núcleo no domínio da freqüência.

A aproximação assintótica de Bode [8] representa as curvas das respectivas impedâncias. Na linha cheia da figura (Zpsa), nota-se os picos referentes às ressonâncias paralelas entre as indutâncias dos enrolamentos e suas capacitâncias intrínsecas (F1, F2 e F4). Os vales representam ressonâncias série entre as mesmas (F3). A curva tracejada representa a impedância vista do primário quando o secundário está em curto. As coincidências entre ressonâncias paralelas em curto e as ressonâncias série a vazio (em 10kHz e 20 kHz na figura, por exemplo), bem como outras mostradas na figura não são casuais, revelando simetrias úteis ao estudo dos transformadores.

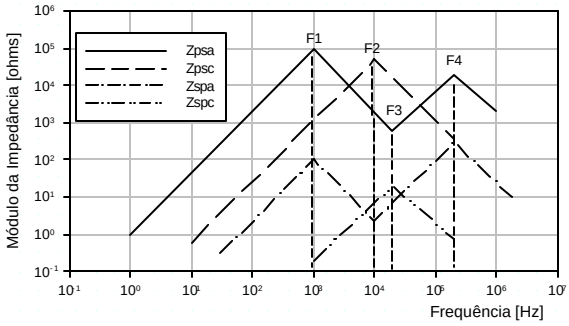


Figura 3.- Comportamento das impedâncias primárias com secundário em aberto (Zpsa) e em curto (Zpsc) e das impedâncias do secundário com primário em aberto (Zspa) e em curto (Zspc) de um transformador real, representadas por assíntotas de Bode.

Para o estudo das saídas de potência de equipamentos eletrocirúrgicos, é importante notar que o primeiro pico de ressonância se desloca, no domínio da freqüência, entre os valores de pico das duas curvas (Zpsa e Zpsc), ou seja, entre F1 e F2, quando carregado com cargas que vão desde um valor infinito até o curto circuito.

Se a freqüência de operação de uma saída estiver localizada entre estes dois valores, há o risco de deflagração de oscilações indesejáveis no estágio de saída e de processos destrutivos em seus transistores. Deste modo, o transformador de saída de um equipamento eletrocirúrgico deve ser usado abaixo de sua primeira ressonância (F1 na Figura 3). E para isso, é necessário que se o entenda, através de um modelo equivalente em freqüência, que contenha parâmetros de fácil medição e que se saiba como alterá-los de forma a se obter um transformador apropriado.

Desafortunadamente, um transformador com as características necessárias à saída de um equipamento eletrocirúrgico, que tenha sido manufaturado sem nenhum cuidado, apresenta a primeira ressonância de Zpsa tipicamente por volta dos 100 kHz e a de Zpsc acima de 1 MHz, situação especialmente danosa para as saídas de potência de equipamentos eletrocirúrgicos, uma vez que a freqüência de operação quase sempre se encontra entre estes valores.

Um estudo do modelo T-indutivo-Pi-capacitivo completo, mostrado na Figura 4, demonstrou que o parâmetro capacitivo preponderante, até uma década após a primeira ressonância de Zpsa, é o capacitor C2. O ganho a é determinado através da relação entre L22 e L11, apresentada na Figura 4 [3].

Uma simplificação do modelo T-indutivo-Pi-capacitivo completo, onde só a capacitância predominante C2 aparece, pode ser utilizado, então,

para a modelagem do circuito equivalente em freqüência dos transformadores de equipamentos eletrocirúrgicos. Este modelo simplificado, o modelo T clássico com C2, é mostrado na Figura 5.

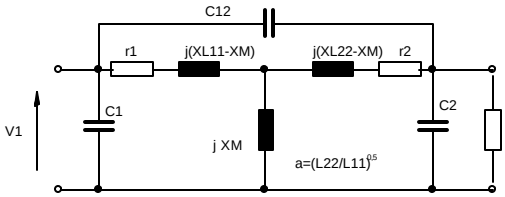


Figura 4.- Modelo T-indutivo-Pi-capacitivo. C1 e C2 são as capacitâncias intrínsecas dos enrolamentos primário e secundário e C12 a capacitância entre os enrolamentos.

No modelo da Figura 5, r1 e r2 são as resistências intrínsecas, L11 e L22 as auto-indutâncias dos enrolamentos primário e secundário (cada uma medida diretamente em cada enrolamento com o outro enrolamento em aberto), respectivamente. M é a indutância mútua entre enrolamentos, determinada por:

$$M = k.\sqrt{L_{11}.L_{22}},$$

onde k é o coeficiente de acoplamento magnético, determinável experimentalmente [4,9] através de:

$$k \cong \sqrt{1-\frac{L_{11sc}}{L_{11}}},$$

onde $L11_{sc}$ é a auto-indutância primária medida com o secundário em curto.

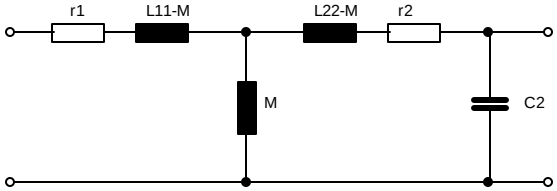


Figura 5.-Modelo T com capacitância C2 do enrolamento secundário.

Da equação da impedância de entrada com secundário em aberto, do circuito da Figura 5, pode-se determinar, através da raiz da derivada (em relação à freqüência) de sua parte real, o valor da capacitância intrínseca predominante na primeira ressonância, C2, que pode ser dada por:

$$C2 = \frac{L_{22}}{{r_2}^2} - \sqrt{\frac{{L_{22}}^2}{{r_2}^4} - \frac{2}{{r_2}^2.{\omega_{01}}^2}}$$

Determinando-se experimentalmente a primeira ressonância, pode-se conhecer o valor da capacitância e, assim, ter um modelo equivalente em freqüência para o transformador experimentado.

Como geralmente os equipamentos eletrocirúrgicos trabalham numa freqüência fixa escolhida, um modelo equivalente mono-freqüência pode ser útil. Uma adaptação para os parâmetros auto-mútua-indutâncias da simplificação proposta por Smith e Alley [6] sobre o circuito da Figura 2, chamado aqui de modelo Gama (Γ) está representado na Figura 6.

O modelo Gama representa o quadripolo de um transformador numa freqüência fixa (a freqüência em que é medido) e tem seu laço vertical determinado através do ensaio em aberto e o horizontal, através do ensaio em curto [4]. Sua matemática simples facilita o projeto de filtros e reatâncias de compensação.

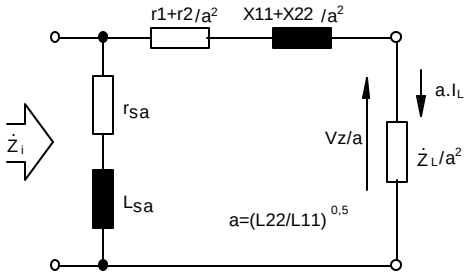


Figura 6.- Modelo Gama (Γ) para transformadores. X11 e X22 são as reatâncias indutivas das auto-indutâncias L11 e L22 dos enrolamentos primário e secundário, respectivamente. L_{sa} e r_{sa} são a indutância e resistência medidas com o secundário em aberto.

Resultados

Ensaios em curto e à vazio, utilizando equipamentos comuns em laboratório de eletrônica podem fornecer as auto e mútua indutâncias (L11, L22 e M), o coeficiente de acoplamento (k) e a razão do transformador (a). Medindo-se-se a freqüência de ressonância (com osciloscópios e geradores de função), pode-se determinar a capacitância do enrolamento secundário e, deste modo, ter-se uma idéia do quanto se deve corrigi-la para se obter o transformador adequado. Isto pode ser conseguido utilizando-se um fio separador dielétrico entre os condutores ou adicionando-se um pequeno entreferro (filme plástico entre os núcleos).

O modelo Gama é útil a partir do momento em que se tem o transformador já com a capacitância do secundário adequada. Este quadripólo monofreqüência, que é medido com os ensaios em curto e em aberto na freqüência de operação, facilita os projetos de filtros e correções reativas da saída. É especialmente útil com cargas variáveis caso dos equipamentos eletrocirúrgicos). A Figura 7 mostra a comparação entre o modelo T clássico e o modelo Gama, em relação à variação da carga.

Os modelos T-com-C2 e delta-estrela mostraram boa equivalência com o comportamento experimental do transformador até uma década após a primeira ressonância, como mostrado na Figura 8.

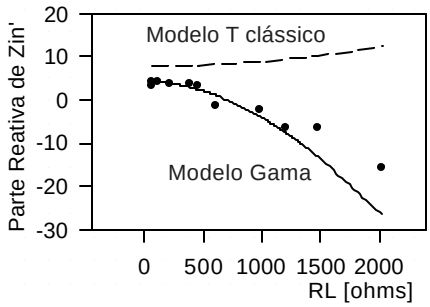


Figura 7.-Comparação entre resultados obtidos do modelo T clássico e do modelo Gama para freqüência fixa e grande variação de carga.

Verificou-se que uma compensação do comportamento do módulo da permeabilidade magnética do meio magnético (ferrite), em relação à freqüência, incrementa a acurácia de ambos os modelos.

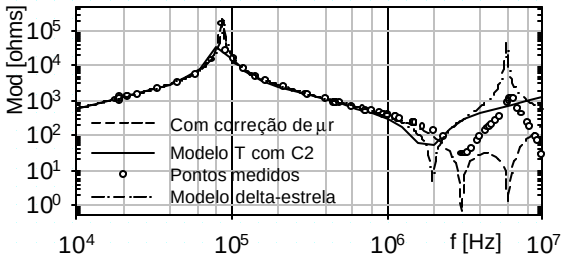


Figura 8.-Comparação entre os modelos T com C2 (linha cheia) e delta-estrela (linha traço-ponto) e os valores medidos (círculos). A curva tracejada representa ilustra o resultado da correção do coeficiente magnético.

Na Figura 8, pode-se ver que o modelo delta-estrela compensado segundo o comportamento do coeficiente magnético do núcleo em função da freqüência apresenta as derivadas nulas exatamente nas freqüências determinadas experimentalmente, a despeito da diferença de fase observada no segundo vale.

O módulo da permeabilidade magnética efetiva de um núcleo (ferrite) em função da freqüência pode ser determinado através da razão entre as indutâncias medidas com e sem núcleo (com a geometria mantida), fornecendo a seguinte equação empírica:

$$\mu_r = 1{,}11 + 88.93 \left(1 + e^{\left(\frac{f - 304190{,}35}{1142821{,}65} \right)} \right)^{-0{,}28}$$

Discussão

Os modelos equivalentes apresentados, úteis dentro do escopo deste trabalho, principalmente pela facilidade de medição que oferecem, não são eficientes em modelar o comportamento muito além da primeira ressonância se comparados aos vários modelos encontrados na literatura [4,5,6,7,8,9]. Porém, possuem as vantagens de serem mais simples e de fácil medição. Além do mais, quando compensados quanto ao comportamento do coeficiente magnético, estes modelos chegam a apresentar resultados que podem ser considerados mais adequados que os apresentados na bibliografia. Já o modelo Gama é usado para fins de cálculo de carga, compensação reativa e demais problemas envolvidos com a engenharia do estágio de potência.

Referências

[1] WEBSTER, J. G., (1988), *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, John Wiley & Sons, p1180-1203, 1988.

[2] SCHNEIDER Jr., B. e ABATTI, P.J., (2003), "Practical Procedures and Modeling for Electrosurgical Devices Transformers", IFMBE Proceedings, World Cong. on Med. Phys. & Bio. Eng., Sydney, Australia, 1CDROM, V4, Win98, Camlink Digital Services, 2003.

[3] NBR IEC 601-2-2, "Equipamento Eletromédico, Parte 2: Prescrições particulares...para Equipamento Cirúrgico...", *ABNT*, 21p., 1998.

[4] SCHNEIDER Jr., B. e ABATTI, P.J., (2002), "Estudo do Transformador de Saída de Equipamentos Eletrocirúrgicos", *CBEB 2002*, XVIII Cong. Bras. de Eng. Biom., Vol 3, p228-233, 2002.

[5] SCHELLMANNS, A., BERROUCHE, K. e KÉRADEC, J.-P., "Multiwinding Transformers: A successive Refinement Method to Characterize a General Equivalent Circuit", *IEEE Transactions on Instrum. and Measur.*, V.47, No 5m, p1316-1321, 1998.

[6] SMITH, K. C. A. e ALLEY, R. E., *Electrical Circuits, an Introduction*, Cambridge U. Press, Chap.8, p146-148, 1992.

[7] BAK-JENSEN, B. e ØSTERGAARD, L., "Estimation of the Model Parameters in Equivalent Circuit Models of Potential Transformers", *Power Eng. Society*, IEEE, V2, 31, p1053-1058, 1999.

[8] COGITORE, B., KERADEC, J.P., "The Two Winding Ferrite Core Transformer, an Experimental Method to Obtain a wide Frequency Range equivalent Circuit", *IEEE Trans. on Instr. and Measurement*, Vol 43, Issue 2, 18-20, May 1993, p364-371, 1993.

[9] BLACHE F., KERADEC, J.P. e COGITORE, B., "Stray Capacitances of two winding Transformers: Equivalent Circuit, Measurements, Calculation and Lowering", *Industry Applications Society Annual Meeting*, 1994, Conference Record of 1994, IEEE, 2-6 out 1994, p1211-1217, V2, 1994.

ORGANIZAÇÃO AUTOMÁTICA DE BANCOS DE MAMOGRAFIAS NO PADRÃO DE DENSIDADE BI-RADS

S. C. M. Rodrigues*, A. F. Frère[*,**] e E. L. L. Rodrigues *

* Universidade de São Paulo/ Depto. Engenharia Elétrica, São Carlos, Brasil
** Universidade de Mogi das Cruzes/ Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Mogi das Cruzes, Brasil

e-mail: silviamr@sel.eesc.usp.br

Abstract: This work presents a computational method that allows to organize automatically the images of a mammographic database in function of the compositions of the breast tissue density patterns described in the Breast Imaging Reporting and Data System (BI-RADS). The methodology developed reduce the procedure of the radiologist when it analyzes the images. An agreement above of 91% was found between the images classified for the methodology and the images classified for differents medical teams even considering differents databases and diverse judgments.

***Palavras Chaves*: Bancos de Imagens, Processamento de Imagens, Imagens Mamográficas.**

Introdução

O câncer de mama segundo o Inca [1] representa nos países ocidentais uma das principais causas de morte em mulheres. Entretanto, quando detectado no estágio inicial, a chance de cura é de 93%, chegando a apenas 18% de sobrevida quando a doença está em estágio adiantado. Vários fatores estão associados ao câncer de mama e podem auxiliar a detecção precoce. Entre eles, o padrão parenquimal, o qual exclui a aparência e a densidade em suas definições, sendo que a porcentagem da área da mama ocupada por densidade discrimina melhor o risco de câncer [2]. Além do mais, a densidade mamográfica dificulta a detecção do câncer e varia com base em características das mulheres conforme idade, índice de massa corporal, reprodução, menopausa e uso de hormônios, ou também com o grau de compressão da mama, posicionamento na hora do exame e contraste da imagem.

Para auxiliar o diagnostico, os bancos de imagens são organizados em função de padrões. Recentemente o padrão BI-RADS *(Breast Imaging Reporting and Data System)* foi adotado pelas equipes médicas como ferramenta de auxílio para o fornecimento de laudos e alguns centros de pesquisas estão propondo que as imagens sejam classificadas em função da composição da densidade, descrita também no padrão BI-RADS. Vários pesquisadores desenvolveram técnicas para a detecção de densidade com o intuito de tornar cada vez mais segura a classificação da composição mamária. Alguns [3] [4], utilizaram limiarização e técnicas de fractais para relacionar o brilho da imagem com a variação da textura da mama. Utilizando o músculo peitoral como referência, outros estimaram a variância global por comparações estatísticas, aplicando um procedimento de detecção baseado em análise de probabilidade $\chi 2$ [5], e outros ainda propuseram uma quantificação objetiva e reproduzível da composição do tecido mamário usando estatística da imagem, morfologia matemática, textura e subtração gaussiana [6]. Entretanto, essas técnicas são semi-automáticas, requerendo a intervenção manual para a classificação das imagens.

A metodologia desenvolvida e aqui apresentada, classifica automaticamente as imagens no padrão de composição descrito no protocolo BI-RADS [7], independentemente da subjetividade própria da observação visual de quem organizou o banco de imagens ou da técnica radiográfica utilizada. A classificação da composição de densidade do padrão BI-RADS considera como composição I quando a mama é quase inteiramente adiposa; como composição II quando há áreas esparsas de tecidos fibro-glandulares; como composição III quando o tecido mamário é heterogeneamente denso e como composição IV quando o tecido mamário é extremamente denso.

Para alcançar o objetivo foram analisados os critérios utilizados pelos médicos quando estes examinam os mamogramas. Portanto, a metodologia desenvolvida tem como principal objetivo a busca da decisão baseada nos procedimentos de avaliação adotados pelos médicos da área.

Materiais e Métodos

Para este trabalho foram utilizadas duas bases de dados. A primeira base de dados é de propriedade do Hospital Universitário de Ribeirão Preto, pertencente à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (FMRP – USP), que à época da conclusão deste trabalho continha 320 imagens mamográficas. Desse total foram utilizadas 152 imagens para treinamento (FMRP-I), 122 para testes de eficiência do método aqui proposto (FMRP-II), e as imagens restantes não puderam ser utilizadas por apresentarem algum tipo de problema, com por exemplo erro no momento de descompressão. A segunda base de dados utilizada foi a do Laboratório do Prof. Dr. Fujita, da Universidade de Gifu (Japão), composta de 33 imagens.

Todo o processamento foi realizado utilizando o ambiente MATLAB®. Como primeiro passo dividiu-se a mamografia em janelas (10X10 "pixels") para a obtenção das características de pequenas regiões, não considerando assim apenas um valor "global" da imagem. A divisão em janelas proporcionou a identificação das regiões de interesse, permitindo desprezar as regiões que continham somente "pixels" pertencentes ao fundo da imagem, minimizando o custo computacional do método.

Para a detecção da borda da mama foram encontrados os valores ótimos de limiar para o conjunto de janelas em que as imagens foram transformadas. Esse procedimento baseou-se na maximização da entropia de Shannon [8] [9]. De posse desse conjunto de valores de limiares, que na verdade pode ser considerado como um método de redução de informação nas imagens, foi realizada uma varredura nessa nova "matriz de informações", onde, em virtude dos valores de limiar, foi possível encontrar a borda da mama em todas as imagens.

Para a classificação, foi desenvolvido um método baseado no procedimento do radiologista, quando classifica as imagens no padrão de densidade do padrão BI-RADS. O método obedece às regras descritas a seguir:

A mama, para ser classificada na Composição I, é considerada pelo observador como "quase inteiramente adiposa". Para o algoritmo a mama é considerada adiposa quando a distribuição dos níveis de cinza da sua imagem é uniforme, (embora o valor desses níveis varie com a técnica de exposição e a espessura da mama) com áreas esparsas de tecido glandular representadas na mamografia por manchas bem mais claras. O algoritmo ressalta essas áreas determinando como densidade 1, seguindo a Equação 1:

Nível para densidade1 =THRMÉDIO + DESVTHR (1)

onde, THRMÉDIO é o valor médio de limiar de toda a imagem e DESVTHR é o desvio padrão dos valores de limiar.

Foram consideradas como Composição I as imagens que apresentaram pequeno percentual de densidade 1 ocupada na mama. Como esse critério é subjetivo, foi analisado o banco já existente para determinar qual a porcentagem considerada pequena pela equipe médica e introduziu-se esse limiar no algoritmo.

Para pertencer à Composição II, a mama deve "conter mais tecido glandular", portanto a diferença entre o fundo da imagem do disco glandular e as manchas claras é menor (contraste menor), o que foi considerado no algoritmo como densidade 2 pela Equação 2:

Nível densidade 2=THRMÉDIO + DESVTHR/2 (2)

Esse fator também é definido no algoritmo pela análise do banco de treinamento.

O padrão BI-RADS classifica como Composição III imagens onde "o tecido mamário é considerado heterogeneamente denso", o que foi calculado pelo algoritmo pelo Segundo Momento Angular (SMA), que fornece medida quantitativa de regularidade. O valor do SMA para corte foi definido com base nas imagens já classificadas como pertencentes à Composição III.

O padrão BI-RADS classifica na Composição IV mama onde "o tecido mamário é extremamente denso", ou seja, com áreas de densidades que possuem altos valores do Segundo Momento Angular (SMA) na janela local. Neste caso também o critério "extremamente" utilizado pela equipe médica responsável pela classificação foi extraído da análise do banco de treinamento.

O Segundo Momento Angular pode representar muito bem a homogeneidade local da imagem. Esse momento, em valores numéricos, é o oposto da medida da Entropia. Quando a imagem é heterogênea o valor do SMA é baixo e para imagem homogênea o valor de SMA é alto. A Equação 3 descreve esse momento:

$$SMA = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} \left[P(i, j, d, \theta)\right]^2 \qquad (3)$$

onde, P é a matriz normalizada, i e j são valores de níveis de cinza da matriz de coocorrência, d e θ são distância e direção que um "pixel" de referência possui em relação ao "pixel" vizinho.

Essas medidas foram calculadas nas quatro direções (0º, 45º, 90º e 135º) obtendo-se as médias dos quatro valores.

Após o processamento de todas as imagens levantou-se histogramas baseados nos valores obtidos pelo método em relação ao laudo, para estabelecer os valores de corte entre as Composições. Após a classificação das imagens fez-se a concordância entre o método e o laudo. Foi utilizada uma análise estatística para separar as imagens representativas de cada composição e fornecer um banco de imagens padrão.

Resultados

- Banco de Treinamento

Após dividir as imagens em regiões, obteve-se de cada área as informações necessárias para a separação do fundo da imagem, para detecção da borda, extração das regiões de densidade e finalmente a classificação de acordo com a composição mamográfica descrita no método BI-RADS.

A Figura 1 apresenta uma imagem da mama com a borda detectada.

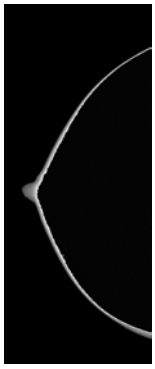
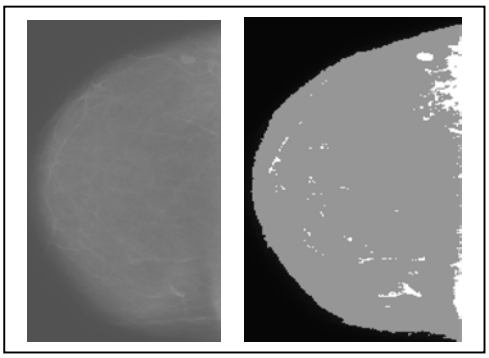


Figura 1: Imagem da mama com a detecção da borda.

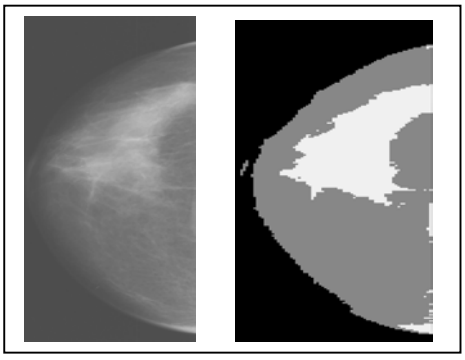
A seguir o algoritmo marcou as áreas de densidade 1 e 2 em todas as imagens do banco de treinamento da FMRP. A Figura 2a mostra uma mamografia sem processamento e a 3b a mesma imagem com a área de densidade 1 ressaltada.



2a) 2b)

Figura 2: a) Mamografia Original b) Mamografia com densidade1 ressaltada.

A Figura 3a mostra uma mamografia original e a 3b a mesma imagem com a área de densidade 2 ressaltada.



3a) 3b)

Figura 3: a) Mamografia Original b) Mamografia com densidade2 ressaltada.

Para poder interpretar o que a equipe médica do FMRP considera "quase inteiramente adiposa", levantou-se os histogramas das imagens classificadas como composição I por essa equipe.

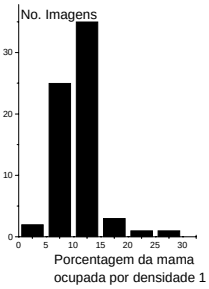


Figura 4: Distribuição dos valores de porcentagens de densidade 1 para as imagens do banco da FMRP-I com Composição I.

O histograma da figura 4 mostrou que todas as imagens que pertenciam a Composição I possuíam até 15% da mama ocupada por densidade 1. Adotou-se portanto esse limiar para o banco da FMRP e foram retiradas as imagens consideradas como Composição I da base de dados.

O mesmo procedimento foi adotado para interpretar o que a equipe médica entende como Composição II.

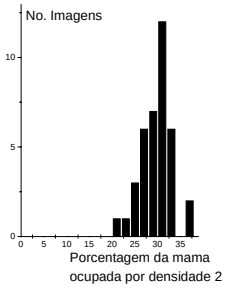


Figura 5: Distribuição dos valores de porcentagens de densidade 2 para as imagens do banco da FMRP-I com Composição II.

O histograma da Figura 5 mostra que a maioria das imagens classificadas como Composição II pelos médicos tem até 33% de sua área total ocupada por valores representativos da densidade 2. O valor de corte 33% foi introduzido no algoritmo.

Foram retiradas as imagens classificadas nas Composições I e II e processadas as demais para obtenção dos valores do SMA. Esses valores foram também colocados em histogramas para se estabelecer o valor de corte, entre as Composições III e IV. As Figuras 6 e 7 mostram como os valores do SMA se distribuem nos histogramas.

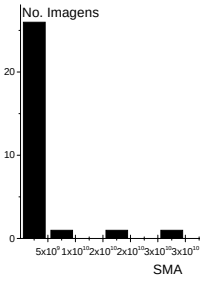


Figura 6 – Valores do Segundo Momento Angular obtidos, processando as imagens da Composição III do banco da FMRP-I.

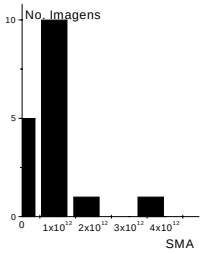


Figura 7 – Valores do Segundo Momento Angular obtidos, processando as imagens da Composição IV do banco da FMRP-I.

Observando-se o comportamento e os valores dos histogramas, foi possível deduzir qual valor foi adotado pela equipe médica para discriminar a Composição III da Composição IV. Esses valores de corte foram introduzidos no algoritmo e as imagens do banco FMRP-I foram então classificadas nas Composições III

e IV de densidade do padrão BI-RADS. Foi encontrada uma concordância de 89,3% entre a classificação feita pela equipe médica e a feita pelo algoritmo.

- Banco de Teste

A metodologia foi aplicada ao banco FMRP-II, o qual não havia sido processado, e as imagens foram separadas nas composições I, II, III e IV. Posteriormente a isso, as mesmas imagens foram submetidas a um membro da equipe médica do hospital para realizar a classificação. A concordância encontrada entre as duas classificações resultou em 88,1%.

- Banco do FujiLab

Foi também classificado um banco de imagens com procedência diferente do banco de treinamento e que foi classificado por um médico não pertencente ao mesmo grupo. Foi utilizado o banco do Prof. Dr. Fujita e a concordância entre as classificações feitas pelo médico e pelo algoritmo alcançou 94,7%.

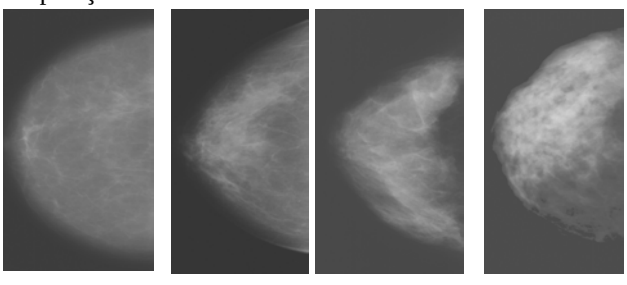
A Tabela 1, mostra a concordância entre as classificações para os três bancos e para cada classe de imagem.

Tabela 1 – Concordância entre o algoritmo desenvolvido e o laudo mamográfico.

Composições de Densidade Mamográfica	Bancos Utilizados		
	Banco FMRP I	Banco FujiLab	Banco FMRP II
Composição I	92,5%	100%	87%
Composição II	90%	100%	93,3%
Composição III	86,2%	88,8%	83,3%
Composição IV	88,2%	90%	88,6%

- Banco Padrão

Com base na metodologia desenvolvida, foi possível estabelecer por média estatística um banco com as imagens mais representativas do banco utilizado da FMRP. Como exemplo dessa representatividade, foram selecionadas as Figuras 8a), representando a Composição I, 8b) representando a Composição II, 8c) representando a Composição III e 8d) representando a Composição IV.



8a) 8b) 8c) 8d)

Figura 8 – a) Imagem representativa da Composição I,
b) Imagem representativa da Composição II,
c) Imagem representativa da Composição III,
d) Imagem representativa da Composição IV,

Conclusão e Discussão

A metodologia desenvolvida permite classificar as imagens no padrão de densidade descrito no método BI-RADS, independentemente da subjetividade própria da observação visual de quem organizou o banco ou da técnica de exposição utilizada. A concordância obtida entre o método e o laudo foi superior a 91%, mesmo para bancos de imagens totalmente diferentes. Além disso, ressalta-se que esses resultados foram obtidos respeitando as interpretações de diferentes equipes médicas.

A metodologia desenvolvida também poderá ser bastante útil para o ensino e treinamento médico na área de radiologia da mama. A equipe poderá estabelecer o padrão desejado e os estagiários poderão ser treinados para classificar as densidades no padrão BI-RADS, respeitando as particularidades locais de cada banco de imagem.

A metodologia permite também uniformizar o banco de imagens sugerindo ao observador uma classificação próxima ao padrão utilizado no serviço.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro proporcionado pela FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo). Ao Prof. Dr. Paulo M. de A. Marques da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e ao Prof. Dr. Fujita da Universidade de Gifu (Japão) por terem cedido as imagens.

Referências

[1] INCA, Internet site address: http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=336 acessado em 12/04/2004.

[2] BYRNE, C., "Mammographic Density: A breast cancer risk factor or Diagnostic Indicator", *Academic Radiology. 9:* 252-53, 2002.

[3] BYNG, J.W., BOYD, N.F., FISHELL, E., JONGLL, R.A.A., YAFFE, M.J. "Automated analysis of mammographic densities". *Phys. Medical and Biology*, 41: 909-23, 1996.

[4] KARSSEMEIJER N., Automated classification of parenchymal patterns in mammograms. *Phys. Medical and Biology*, 43:365–378, 1998.

[5] HEINE, J.J., VELTHUIZEN, R.P., The statistical methodology for mammographic density detection. *Medical. Phys*., 27: 2644–51, 2000.

[6] CHANG,YH., WANG, X.H., HARDESTY, L.A., CHANG, T.S., POLLER, W.R., GOOD, W.F., GUR, D., Computerized Assessment of Tissue Composition on Digitized Mammograms, *Academic Radiology*, 9 : 899-905, 2002.

[7] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. Breast imaging reporting and data system (BI-RADS), 2nd ed. Reston, *Va: American College of Radiology*, 1995.

[8] WONG, A.K.C., SAHOO, P.K., A grey-level threshold selection method based on maximum entropy principle, *IEEE Trans. On Systems, Man and Cybernetics*, 19 (4): 866-71, 1989.

[9] SHANNON, C.E., A Mathematical Theory of Communication, *The Bell System Technical Journal*, 27 (3): 379-423, 1948.

O USO DE REDES NEURAIS PARA PREVISÃO DE USO DE EXSANGÜÍNEO TRANSFUSÃO EM UNIDADES DE CUIDADOS INTENSIVOS NEONATAIS

J. D. Scalon*

* Universidade Federal de São João Del-Rei /Departamento de Engenharia Biomédica, São João Del-Rei, Brasil

e-mail: jdscalon@ufsj.edu.br

Abstract: The aim of this paper is to study the application of Neural Networks as an alternative methodology to the traditional method of Logistic Regression for predicting the probability of use of medical technologies. It was collected information regarding 20 covariates associated with the use of Exchange Transfusion for each one of the 193 neonates that stayed more than 24 hours in the Neonate Intensive Care Unit of Fernandes Figueira Institute, of Oswaldo Cruz Foundation. The results showed no significant differences between the two methodologies.

***Palavras Chaves*: Redes Neurais, regressão logística, tecnologias em saúde**

Introdução

A carência de Unidades de Cuidados Intensivos Neonatais (UCIN) e a necessidade de se alocar racionalmente os recursos da área de saúde incentivam a busca de novas metodologias para prever o uso de tecnologias.

Um enfoque para desenvolver sistemas de apoio ao planejamento e alocação de recursos dentro de uma UCIN consiste em utilizar modelos estatísticos para prever o uso de tecnologias de saúde [1]. Este trabalho propõe avaliar o uso de redes neurais como uma metodologia alternativa aos métodos tradicionais para previsão de uso de tecnologias médicas. Assim, a metodologia de redes neurais será testada e comparada com a regressão logística utilizando dados reais de uma UCIN, usualmente disponíveis nos prontuários médicos.

Neste trabalho, os modelos de regressão logística e redes neurais serão utilizados para prever a probabilidade de uso de Exangüíneo Transfusão que é indicada quando o neonato apresenta hiperbilirrubinemia não-conjugada, independente de sua etiologia, devido ao risco de icterícia nuclear. Outras indicações são as síndromes hemorrágicas, certas doenças metabólicas reveladas no período neonatal (hiperamoniemia) e infecções graves [2]. Observa-se que esta tecnologia é vital para a sobrevivência do neonato e, portanto, a previsão de seu uso é um aspecto importante no processo de planejamento e alocação de recursos dentro da UCIN.

Materiais e Métodos

Foram coletados dados de 193 neonatos admitidos seqüencialmente na UCIN do Instituto Fernandes Figueira, da Fundação Oswaldo Cruz, no Rio de Janeiro, no período de janeiro de 1989 a outubro de 1990. Para cada caso, coletaram-se 20 covariáveis referentes às condições do neonato, da mãe e do ambiente no momento de admissão na UCIN, tais como: peso ao nascer (PESO), idade gestacional (IG) ocorrência de abortos em gestações anteriores (ABORTOS), presença de problemas sanguíneos (SANGUE) e presença de problemas neurológicos (NEURO), entre outras. Observou-se, também, se o neonato fez ou não uso de ET.

Os 193 casos foram divididos em dois grupos denominados de ajuste e teste. O grupo de ajuste era formado por 148 neonatos que foram seqüencialmente admitidos na UCIN nos primeiros 15 meses do estudo. Os demais 45 neonatos, admitidos nos últimos cinco meses do estudo, foram utilizados como grupo de teste.

O modelo de regressão logística (RL) será usado para explicar o relacionamento entre o uso tecnológico e as covariáveis. Suponhamos que existem (*N*) neonatos, onde para cada um são medidas (*p*) covariáveis, e uma resposta associada Y_i do tipo: $(Y_i = 1)$, se o *i*-ésimo neonato usou a tecnologia e $(Y_i = 0)$, se o *i*-ésimo neonato não usou a tecnologia.

O modelo logístico multivariado para a resposta "usou" é dada por

$$P(Y_i = 1) = e^{X_i'\beta} \Big/ \left(1 + e^{X^i\beta}\right), \qquad (1)$$

onde, $X_i = (x_{i0}, x_{i1}, ..., x_{ip})$ é a matriz de covariáveis e $\beta = (b_0, b_1, ..., b_p)$ é o vetor dos parâmetros a serem estimados através do método de máxima verossimilhança [3].

A inclusão das covariáveis será feita utilizando o procedimento *stepwise*, de acordo com sua importância na explicação da variabilidade do uso tecnológico.

Para utilizar o procedimento stepwise, devem ser escolhidos dois valores que julgam a importância de

uma variável entrar (*PE*) ou ser retirada (*PR*) do modelo. Neste trabalho, seguiu-se o que sugere Hosmer e Lemeshow [3] e foram utilizados (*PE* = 0,10) e (*PR* = 0,15).

Depois de obtido o modelo, utilizou-se um teste estatístico para determinar a significância dos coeficientes estimados. Hosmer e Lemeshow [4] mostram que, sob a suposição de que a hipótese nula (coeficiente igual a zero) é verdadeira, a distribuição amostral dos coeficientes segue uma distribuição *t*. Assim, se a probabilidade *P*, associada à estatística de teste, for menor que o nível de significância (α), rejeita-se a hipótese nula.

Hosmer e Lemeshow [3] também apresentam um teste destinado a medir a adequação do modelo ajustado a partir de um teste de aderência entre os valores observados e esperados em (*M*) percentis dispostos em uma tabela, onde cada grupo contém (*1/M*) da probabilidade de risco. A partir dos valores da tabela constrói-se a estatística *H* que possui, aproximadamente, distribuição qui-quadrado com (*M-2*) graus de liberdade. Assim, quanto mais próximo de "um" estiver a probabilidade (*P*) associada ao valor *H*, melhor o ajustamento.

Outro método para verificar a adequação do modelo consiste em dispor-se em uma tabela de contingência os dados que confrontam o uso tecnológico ("usou" e "não usou") com os resultados estimados pelo modelo, obtendo-se assim os seguintes valores: *a* = "número de casos em que o uso tecnológico observado foi previsto pelo modelo"; *b* = "número de casos observados que não usaram a tecnologia, mas o modelo fez previsão de uso"; *c* = "número de casos observados que usaram a tecnologia, mas o modelo fez previsão de não uso" e *d* ="número de casos observados que a previsão confirmou o não uso da tecnologia". Com base nesses valores, Fleiss [4] sugere calcular os seguintes índices.

SENSIBILIDADE (*SE*) = *a*/(*a*+*c*), que representa a capacidade do modelo detectar o uso da tecnologia quando esta realmente é utilizada. *ESPECIFICIDADE* (*ES*) = *d*/(*b*+*d*), que representa a capacidade do modelo para detectar corretamente a ausência de uso tecnológico e *PERCENTUAL DE CLASSIFICAÇÃO DE CASOS CORRETOS PELO MODELO* (*PC*) = (*a*+*d*)/(*a*+*b*+*c*+*d*).

As mesmas covariáveis incluídas pelo procedimento stepwise no modelo de RL foram utilizadas para ajustar o modelo de RN. Para tal, foi utilizada uma forma popular de RN, denominada de feedforward com uma camada escondida, descrita em detalhes em Ripley [5]. Esta forma fornece uma maneira flexível para generalizar funções de regressão.

O funcionamento de uma RN pode ser visto como um conjunto de dois sistemas dinâmicos atuando em conjunto: um que se desenvolve rapidamente e altera a saída da rede (ex: quantidade de uso da tecnologia) dada uma entrada (ex: covariáveis), e um outro sistema mais lento que produz as variações da eficiência sináptica, gerando o aprendizado. Normalmente, a evolução do segundo sistema tende ao equilíbrio, ponto no qual, considera-se que a rede "aprendeu" [5, 6].

A RN utilizada neste trabalho foi configurada com uma camada de entrada, uma camada escondida e uma camada de saída. O número de neurônios da camada de entrada foi correspondente ao número de covariáveis. O número de neurônios da camada escondida foi igual a 2. A camada de saída foi consituída de um neurônio, representando o uso (ou não uso) de Exangüíneo Transfusão. Como função de ativação entre os neurônios da camada escondida e da camada de saída, utilizou-se a função logística. Foi utilizado o critério de mínimos quadrados para a obtenção dos pesos. Para evitar a super-parametrização da rede, seguiu-se Ripley [5] e utilizou-se uma taxa de aprendizado igual a 0,001. Para garantir que um mínimo local seguro fosse encontrado, determinou-se o Hessiano. Neste caso, os valores dessa matriz devem incluir a taxa de aprendizado. Os valores iniciais dos pesos foram obtidos aleatoriamente entre -0,7 e 0,7 [5].

Para um modelo de RN com uma camada oculta, a forma geral da equação de previsão de uso tecnológico (*y*) usando as covariáveis de entrada (x_i), pode ser escrita da seguinte forma:

$$y = \Phi_0\left(w_{co} + \sum_h w_{ho}\Phi_h\left(w_{ch} + \sum_i w_{ih}x_i \right)\right), \quad (2)$$

onde w_{ch} denotam os pesos para as conexões entre a unidade de entrada constante e os neurônios da camada escondida e w_{co} denotam o peso da conexão direta entre a entrada constante e a saída. w_{ih} e w_{ho} denotam os pesos para as outras conexões entre as entradas e as unidades ocultas e entre as unidades e a saída, respectivamente. As duas funções Φ_h e Φ_0 denotam as funções de ativação (logística) usadas na camada escondida e na saída respectivamente [5].

Para a completa avaliação de uma rede neural foram necessárias duas fases (ajuste e teste) e, portanto, os dados foram divididos em dois conjuntos independentes. Os dados utilizados na fase do ajuste também foram divididos em dois grupos (treinamento e validação). Neste trabalho, a rede foi treinada por *Backpropagation* que utiliza os grupos de treinamento e validação. O treinamento foi encerrado através do controle do erro quadrado médio (*EQM*) do grupo de validação. Quando este aumentou muito em relação ao do treinamento o processo foi interrompido. Com isso, pode-se evitar a superespecialização da rede [6].

Os modelos de RL e RN ajustados foram utilizados para prever o uso de Exangüíneo Transfusão dentro do grupo de teste para comparar as suas performances. Para tal, utilizou-se o índice *PC*, sendo considerado o melhor modelo aquele que apresentou o maior índice. Para o cálculo do índice *PC* utilizou-se como ponto de corte, na probabilidade de uso tecnológico, o valor "0,5". Assim, quando a probabilidade de ocorrência foi maior

ou igual a meio considerou-se que o neonato utilizou a tecnologia.

Todo trabalho computacional foi realizado através de programas disponíveis e/ou desenvolvidos utilizando o *software* S-plus 6.

Resultados

A idade de admissão na UCIN foi inferior a seis horas para todos os casos. Cento e cinco (54%) dos neonatos eram do gênero masculino. A incidência de recém-nascidos de baixo peso (<2500 gramas) foi de 57%. O tempo de estadia na UCIN foi de 9 ± 2 dias. Cento e quatorze (59%) neonatos apresentavam problemas respiratórios no momento da admissão e 29 (15%) foram a óbito durante a estadia. Uma grande porcentagem de mães (80%) apresentou pelo menos um problema clínico durante a gestação, sendo a hipertensão (28%) o mais comum. Vinte (10%) neonatos fizeram uso de Exangüíneo Transfusão.

Os resultados do ajuste do modelo *stepwise* de RL estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Resultados do modelo *stepwise* de RL para o uso de Exangüíneo Transfusão no grupo de ajuste.

COVARIÁVEL	**COEFICIENTES**	**VALORES *P***
CONSTANTE	- 4,947	<0,0001
SANGUE	4,452	<0,0001
ABORTOS	1,476	0,086
NEURO	1,059	0,0560
PH	0,540	
SE	0,667	
ES	0,971	
PC	0,946	

* *PH* indica a significância do teste de Hosmer-Lemeshow.

Ao final de 220 ciclos de treinamento foi obtido o seguinte modelo de RN:

$$ET = 2{,}77 - 5{,}51 \times lh1 - 6{,}20 \times lh2.$$

No modelo acima

$$lh1 = exp(1{,}76 - 0{,}60 \times \text{SANGUE} - 3{,}18 \times \text{ABORTOS} - 3{,}71 \times \text{NEURO})/(1 + exp(1{,}76 - 0{,}60 \times \text{SANGUE} - 3{,}18 \times \text{ABORTOS} - 3{,}71 \times \text{NEURO})$$

e

$$lh2 = exp(0{,}44 - 4{,}41 \times \text{SANGUE} + 1{,}33 \times \text{ABORTOS} + 0{,}40 \times \text{NEURO})/(1 + exp(0{,}44 - 4{,}41 \times \text{SANGUE} + 1{,}33 \times \text{ABORTOS} + 0{,}40 \times \text{NEURO}).$$

A rede neural produziu uma estimativa do *EQM* = 0,037, *SE* = 0,58, *ES* = 0,99 e *PC* = 0,96.

Os modelos de RL e RN ajustados acima foram utilizados para estimar o uso tecnológico no grupo de teste. Os resultados da aplicação dos modelos no grupo de teste são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2: Casos observados (OBS) e previstos (PRE) pelos modelos de RL e RN para o uso de Exangüíneo Transfusão.

	RL		RL	RN		RN
OBS	PRE		*PC*	PRE.		*PC*
	NÃO	SIM		NÃO	SIM	
NÃO	38	0	0,92	38	0	0,91
SIM	4	3		4	3	

* *PC* indica o percentual de casos classificados corretamente pelos modelos.

Discussão

A apresentação das estatísticas descritivas sobre o perfil dos neonatos teve dois objetivos: mostrar que, em geral, os resultados neste estudo são compatíveis com perfis de neonatos que necessitam de cuidados intensivos [1] e fornecer um painel dos casos analisados para que o leitor possa ter uma idéia do perfil da unidade sobre os quais foi realizada a modelagem para a estimação de uso tecnológico.

Traçado o perfil dos neonatos da UCIN, ajustou-se o modelo *stepwise* de RL. Os resultados da Tabela 1 mostram que o modelo de RL apresenta um bom ajuste (*PH* = 0,54) seguindo o que recomenda Hosmer e Lemeshow [3]. Além disso, o modelo incluiu variáveis com coeficientes estimados compatíveis com o esperado na prática clínica. Por exemplo, mãe com história de abortos e neonatos com presença de problemas sangüíneos e neurológicos acarretam um aumento da probabilidade do uso de ET.

Os índices calculados mostram que o modelo foi mais específico que sensível. Uma possível explicação para este comportamento pode ser o fato da tecnologia de Exangüíneo Transfusão ser de baixa intensidade de uso, isto é, na maioria dos casos a mesma não foi utilizada. Assim, o modelo tende a estimar o não uso da tecnologia, fazendo com que seja mais específico.

Para a configuração da rede neural, utilizamos as mesmas variáveis selecionadas pelo procedimento *stepwise* no modelo de RL e parâmetros convencionais de RN [5, 6]. O número de neurônios da camada escondida foi determinado de acordo com o proposto por Livingstone et al [6], isto é, a relação entre o número de neurônios da camada de entrada e o número de neurônios na camada escondida deve ser, aproximadamente, igual a 2,0, de modo a minimizar as chances de superespecialização da rede. Assim, foram utilizados dois neurônios.

O EQM mostra que a RN apresentou ajuste compatível com o esperado na literatura [6]. Assim como na RL, os índices mostram que a RN é mais específica que sensível, ou seja, também tende a estimar

o não uso de Exangüíneo Transfusão. Comparando os índices dos dois modelos ajustados, observa-se que estes foram, em geral, muito próximos.

Os modelos ajustados foram utilizados para estimar o uso tecnológico no grupo de teste. Como os neonatos do grupo de teste não participaram do processo de ajuste, eles podem ser utilizados para medir a acurácia dos modelos.

Comparando os valores de *PC* apresentados na Tabela 2, pode-se dizer que os dois modelos apresentaram, basicamente, a mesma performance para prever a probabilidade de uso de Exangüíneo Transfusão. Os resultados da Tabela 2 também mostram, mais uma vez, que os modelos tendem a estimar o não uso de Exangüíneo Transfusão.

Finalmente, observa-se que, tanto na fase de ajuste quanto na fase de teste, os resultados foram não conclusivos quanto à melhor metodologia para prever o uso de Exangüíneo Transfusão. Entretanto, cabe destacar que a RN é dependente de parâmetros subjetivos (e.g. número de neurônios na camada escondida). Além disso, os pesos estimados pelas redes neurais associados a cada covariável são, em geral, pouco úteis para explicar o nível de contribuição de cada covariável no uso tecnológico. Aliado a estes problemas, existe uma falta de testes estatísticos para medir a significância dos pesos. Assim, as RN devem ser utilizadas somente quando uma análise exploratória dos dados mostrar evidências de não linearidade entre as variáveis e/ou quando as suposições básicas dos modelos de regressão não forem satisfeitas.

Conclusão

Os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significativas entre os dois procedimentos para prever o uso de Exsangüíneo Transfusão dentro da UCIN.

Agradecimentos

À FAPEMIG pelo financiamento do projeto que deu origem a este trabalho. Ao Instituto Fernandes Figueiras por possibilitar a coleta de dados em sua Unidade de Cuidados Intensivos Neonatais. Aos Professores Sergio M. Freire e Rosimary T. Almeida pela colaboração nos diversos estágios do projeto. Aos dois revisores pelas sugestões que ajudaram a melhorar a qualidade do artigo.

Referências

[1] SCALON, J.D., VIDAL MELO, M.F., PANERAI, R.B. “A method for predicting the utilization of medical technology in neonatal care”. *Technology and Health Care* 3: pp. 273-278, 1996.

[2] LAUGIER, J., GOLD, F., *Neonatologia*. Rio de Janeiro: Masson, 1985.

[3] HOSMER, D.W., LEMESHOW, S., *Applied logistic regression.* New York: John Willey and Sons, 1990.

[4] FLEISS, J.L., *Statistical methods for rates and proportions*. New York: John Willey and Sons, 1973.

[5] RIPLEY, B.D., *Pattern recognition and neural networks*. Cambridge: Cambridge University Press, 1996.

[6] LIVINGSTONE, D.J., MANALLACK, D.T., TETKO, I.V. “Data modelling with neural networks: advantages and limitations”. *Journal of Computer-Aided Molecular Design* 11: pp. 135 – 142, 1997.

SHELL PARA DESENVOLVIMENTO DE SISTEMAS ESPECIALISTAS USANDO PROLOG

F. M. de Azevedo*, G. L. Ferrari*, M. N. M. Angeloni*, F. I. M. Argoud*, A. S. Algarve**

*Instituto de Engenharia Biomédica (IEB-UFSC), Depto. de Engenharia Elétrica,
Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Brasil
**Departamento de Engenharia Elétrica, Centro de Tecnologia
Universidade Federal de Santa Maria (UFSM), Brasil

email: azevedo@ieb.ufsc.br

Abstract - This paper presents an implementation of fuzzy logic in Prolog as a shell that offers to the user an interface allowing the exploitation and development of Expert Systems. The main purpose of this shell is to provide a tool to build an Expert System using fuzzy logic to represent imprecision. Delphi language is used to implement the interface with the user and Visual Prolog is used to implement the inference machine. The edition of variables, rules and questions occurs almost in a conversational form. The interface with the user consists of simple questions to implement and the choice of the fuzzy variable to show as the output.
Keywords: Expert Systems, Shell, Prolog.

Introdução

Este trabalho apresenta a implementação de um *Shell* que permite a construção de Sistemas Especialistas (SE) que utilizam regras *fuzzy* para representar a imprecisão. Além disso, permite o uso de conectivos em uma forma mais geral do que os operadores usuais max-min, como os usados nas mais conhecidas linguagens de processamento de lógica *fuzzy*. A linguagem *Prolog* é utilizada para implementar a máquina de inferência e a linguagem *Delphi* é utilizada para implementar a interface com o usuário. Esta última linguagem foi escolhida pelo fato de facilitar a implementação de uma interface agradável ao usuário, pois é uma linguagem visual que fornece inúmeras ferramentas com este objetivo.

Fundamentação Teórica

SE foram desenvolvidos para resolver problemas, em uma área restrita do conhecimento humano. Os primeiros SE foram implementados utilizando-se do ferramental disponibilizado pelo paradigma Simbólico da Inteligência Artificial (IA).

Um SE é aquele que:

- Lida com problemas complexos do mundo real, que requeiram a interpretação de um especialista;
- Soluciona estes problemas através do uso de um modelo computacional do raciocínio de um especialista humano, chegando às mesmas conclusões que este especialista humano chegaria caso se defrontasse com um problema comparável [1].

Para representar o desempenho de especialistas humanos, o SE deve possuir, não só um conjunto de informações mas, também, a habilidade de utilizá-las na resolução de problemas de forma criativa, correta e eficiente [2]. Esta habilidade representa uma série de regras intuitivas que o especialista utiliza para resolver os problemas e sua aplicação possibilita, de uma maneira mais econômica, a obtenção de soluções aceitáveis, embora nem sempre ótimas.

Usam-se SE sempre que um problema não pode ser "algoritmizado", ou sua solução conduza a um processamento demorado, pois possuem seus mecanismos apoiados em processos heurísticos [3].

Prolog (PROgramming LOGic), como uma linguagem declarativa, oferece muitas características que facilitam a implementação de programas de IA, principalmente na área de SE.

O mecanismo de inferência básico do *Prolog* é a implementação do Teorema da Resolução de Robinson (1965) que Kowalski provou ser utilizável na solução de uma grande classe de problemas [4].

Resolução é o processo de eliminação definido pela inferência, chamada fórmula de resolução:

$$((\neg A \vee B) \wedge A) \rightarrow B \qquad (1)$$

cujo membro esquerdo, pela distribuição de $\wedge$, resulta $(\neg A \wedge A) \vee (B \wedge A)$, que, em virtude da falsidade da contradição $(\neg A \wedge A)$ resulta em $(B \wedge A)$. Isto implica que B é verdade.

São também importantes as expressões de equivalência:

$$\neg(A \rightarrow B) \Leftrightarrow \neg(\neg A \vee B) \Leftrightarrow A \wedge \neg B \qquad (2)$$

Suponha a proposição $A \rightarrow B$, onde A é um conjunto de premissas. *Prolog* tenta demonstrar sua negação $\neg(A \rightarrow B)$, que é equivalente a $A \wedge \neg B$ (1). Isto implica provar que B é falso, presumindo que A é verdade (isto é, para provar que $\neg B$ existe no conjunto A). Se esta prova falha, supõe-se que a proposição é válida. Para fazer isto, *Prolog* adiciona à A a proposição $\neg B$ e, pela resolução e união, procura uma declaração vazia.

Isto é obtido somente em dois casos: primeiro, se B não é válido; segundo, se o conjunto A de regras não é completo. Desta maneira, todo conjunto de regras e toda hipótese B resulta em uma solução. Se a solução é "B é verdade", então B é verdade. Por outro lado, se a solução é "B é falso", pode significar que somente o conjunto de regras não é suficiente para provar que B é verdade [4].

Mais ainda, *Prolog* usa unificação para tratar com problemas com variáveis (Cálculo dos Predicados). Unificação é o processo de tentar tornar predicados iguais pela substituição de variáveis por argumentos, e transporta estas substituições para a regra como um todo. Desta maneira, o cálculo dos predicados é transformado em cálculo proposicional, ao qual se aplica a resolução [5].

Em lógica *fuzzy*, provar a negativa de uma proposição não implica a sua negação. De fato, uma proposição e sua negação podem ocorrer simultaneamente, com valores de pertinência não nulos. Então, *Prolog*, sem o uso de técnicas especiais de programação, não é apropriado para ser usado com lógica *fuzzy*. No entanto, *Prolog* é uma boa linguagem para programação lógica e seu estilo declarativo é uma de suas características de interesse. Isto tem sido a motivação de muitos programas escritos em *Prolog*, com implementações para processamento *fuzzy* [6]. Todavia, há muitas linguagens escritas para processamento de lógica *fuzzy*. Todas estas circunstâncias podem desencorajar um novo trabalho em *Prolog* para usar lógica *fuzzy*. Contudo, um programa simples e fácil de usar pode ser uma ferramenta prática para uma primeira análise de um conjunto de regras *fuzzy*.

Regras *fuzzy* têm muitas características, em representação de conhecimento, que justificam seu uso em raciocínio incerto. Primeiro, uma conclusão pode ser obtida, apesar do conjunto de regras parecer ser incompleto ou inconsistente.

De fato, a presença de regras inconsistentes é permitida pelo uso do conceito de lógica *fuzzy*, significando que a contradição pura nunca é obtida. Mesmo assim, a mistura de regras *fuzzy* e *crisp* pode apresentar as mesmas dificuldades da lógica clássica. Esta é uma forte razão para evitar-se o uso de valores iguais a zero ou um.

Quando uma conclusão é pesquisada, todas as regras relacionadas são usadas, e a conclusão reflete a interação global entre o conjunto de regras e a informação apresentada pelo usuário. Quando diversas regras indicam a mesma conclusão, esta conclusão torna-se mais forte. Além disso, regras mais fortes resultam em conclusões mais fortes. Neste caso, vários determinantes fracos podem ou não vencer um forte. Esta é a força e a atração da lógica *fuzzy*.

O programa implementado permite usar três dos diversos tipos de regras para computação da verdade [7] de todos os resultados baseado sobre a verdade das premissas. São elas a regra min-max, a regra do produto (probabilística) e a regra mista.

Por exemplo, na regra

$$(A \wedge B \wedge C) \rightarrow D \qquad (3)$$

a verdade de D é igual à:

- $\mu(D) = \min[\mu(\text{Regra}), \mu(A), \mu(B), \mu(C)]$ para regra min-max,
- $\mu(D) = \mu(\text{Regra}).\mu(A).\mu(B).\mu(C)$ para regra do produto,
- $\mu(D) = \mu(\text{Regra}).\ \min[\mu(A), \mu(B), \mu(C)]$ para regra mista.

Com a fórmula mista e do produto, a verdade da conclusão sempre varia quando a verdade da regra varia. Por outro lado, a verdade da composição das premissas nunca é maior que a verdade da menor das verdades dos componentes. A regra min-max, mais consistente, pode resultar na mesma verdade para a conclusão, usando regras de diferentes verdades, apesar da diferença entre os mínimos das premissas. Ou seja, esta fórmula pode ser insensitiva para variações sobre o mínimo das premissas, desde que a verdade da regra seja maior que o mínimo das verdades das premissas.

O programa salva o resultado e fornece uma falha depois de cada conclusão obtida. A máquina de inferência do *Prolog* então pesquisa outra solução. A falha repete e assim sucessivamente. Então, quando *Prolog* testa todos os caminhos possíveis para a mesma conclusão (intermediária ou final), sua verdade é computada pela fórmula

$$m(A1 \vee A2 \vee ... \vee An) = 1 - \prod_{k=1}^{n} [1 - m(Ak)] \qquad (5)$$

para a regra dos produtos e mista,

$$m(A1 \vee A2 \vee ... \vee An) = 1 - \min((1 - m(A_K)), k = 1,.., n$$

(6) para regra min-max,

onde $\mu(A_K)$ são os valores de verdade de A_K realizadas de duas diferentes maneiras. Estes cálculos, junto com a pesquisa de todas as soluções, implementa um "or" *fuzzy*. A fórmula (5) acima, evidentemente corresponde à aplicação do "and" *fuzzy* por (3) junto com o complemento *fuzzy* definido por

$$m(\neg A) = 1 - m(A) \qquad (7)$$

Estas implementações implicam que todos os conectivos são implementados como operadores *fuzzy*. Depois destes cálculos, o programa pesquisa o resultado com maior verdade (máximo) e o toma como a solução final. Ele mostra também as outras melhores soluções.

Implementação

O *Shell* para Sistemas Especialistas *Fuzzy* [8] é um sistema que vem sendo desenvolvido desde 2000 no Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina, Brasil.

A tela inicial do sistema é apresentada na Figura 1:

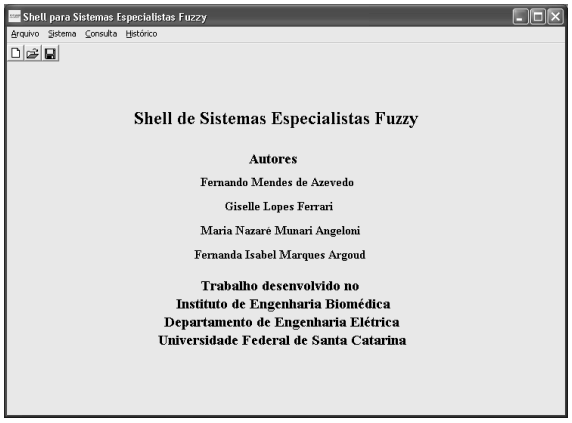


Figura 1: Tela inicial

O *shell* é constituído, basicamente, de três módulos conforme descritos a seguir:

1) Módulo Editar Base de Conhecimento: Este módulo tem como objetivo criar e/ou modificar a base de conhecimento de um Sistema Especialista.

A criação de uma base de conhecimento deve seguir a seguinte seqüência: definição das variáveis, elaboração das regras, definição dos valores de verdade, elaboração das perguntas e definição dos objetivos.

Antes que se possa criar regras, é necessário que todas as variáveis utilizadas, bem como suas respectivas listas de valores, sejam criadas. A tela de edição de variáveis, apresentada na Figura 2, permite ao usuário criar, abrir ou excluir uma variável.

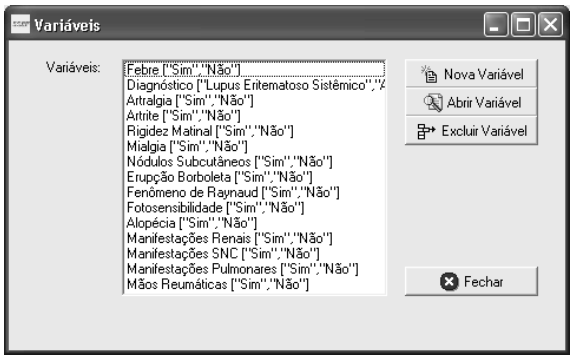


Figura 2: Tela de edição de variáveis

Após a definição das variáveis do sistema, é feita a elaboração das regras. A tela de edição de regras, apresentada na Figura 3, permite ao usuário criar, abrir ou excluir uma regra.

A definição dos valores de verdade permite ao usuário associar graus de confiança a cada uma das respostas assinaladas.

A elaboração das perguntas é feita através da tela de edição de perguntas, apresentada na Figura 4, permitindo ao usuário definir as opções de resposta e qual o valor de verdade para cada resposta, além de cadastrar explicações para cada pergunta feita.

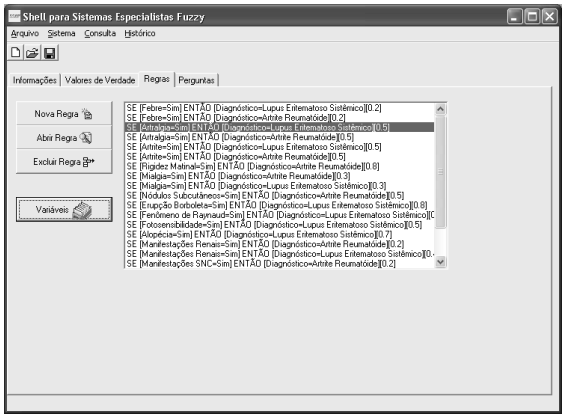


Figura 3: Tela de edição de regras

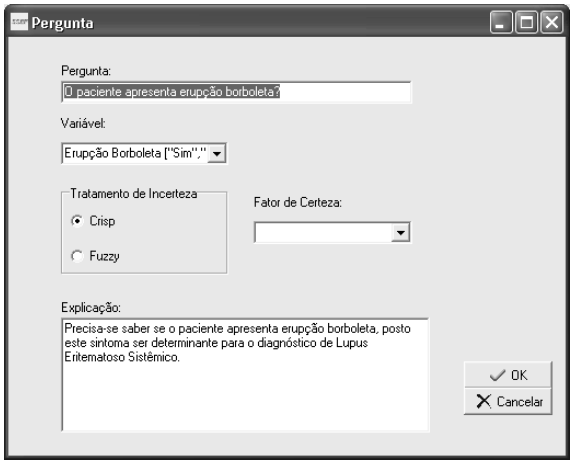


Figura 4: Tela de edição de perguntas

Por último a definição dos objetivos do Sistema Especialista irá determinar a conclusão que reflete a interação global entre o conjunto de regras e a questão apresentada pelo usuário, processamento este feito pela máquina de inferência *Prolog*.

2) Módulo Consultar: Permite consultar uma base de conhecimento existente. Neste módulo, o usuário escolhe o especialista que quer consultar. Após realizar esta tarefa, é gerada, automaticamente, uma seqüência de menus de acordo com as perguntas que foram definidas para este especialista. Após responder todas as questões, o sistema informa ao usuário as respostas que se encaixam no quadro apontado.

O módulo consultar é o único escrito em *Prolog*, pois é este o módulo que utiliza a máquina de inferência. Todos os outros módulos são implementados utilizando-se a linguagem *Delphi*.

As Figuras 5 e 6 apresentam uma tela de consulta e a tela de resposta do sistema.



Figura 5: Tela de consulta

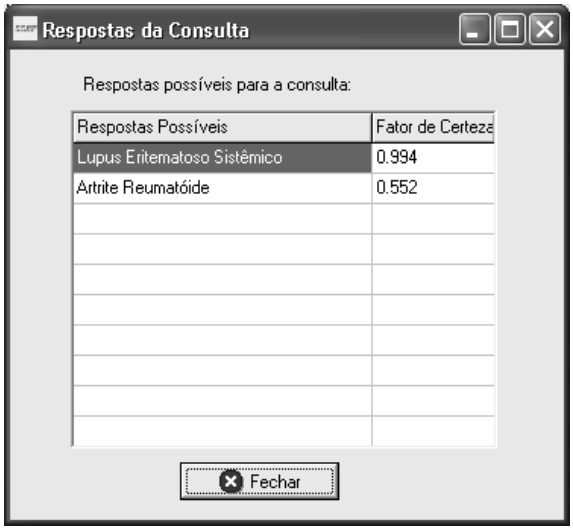


Figura 6: Tela de respostas

3) Módulo Depurar: Este módulo permite ao usuário verificar quais foram as regras utilizadas para a conclusão obtida após uma consulta.

Discussão

Este *Shell* está sendo desenvolvido, em função da experiência prévia dos pesquisadores tanto na utilização de softwares deste tipo bem como na implementação de sistemas especialistas para a área médica. A idéia é desenvolver um sistema que atenda adequadamente as necessidades, em ensino, pesquisa e extensão, do Instituto de Engenharia Biomédica (IEB-UFSC), dos cursos de pós-graduação em Engenharia Elétrica (Área de Conhecimento Engenharia Biomédica) e em Ciências Médicas da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

A primeira versão (versão 0.0), desenvolvida em 2000 [8] não apresentava uma interface amigável. Este problema foi solucionado na versão 1.0 (que deverá ser disponibilizada brevemente para FTP) que apresenta a maior parte das funcionalidades e características oferecidas pelo Expert SINTA [9], desenvolvido pelo Laboratório de Inteligência Artificial (LIA) da Universidade Federal do Ceará.

Atualmente está sendo desenvolvida uma nova versão (versão 2.0) que deverá agregar as seguintes características: imagens como valores de variáveis; possibilitar ao usuário criar tutoriais, como explicação, para cada pergunta do sistema; e para cada SE, a opção de, primeiro, manter um cadastro de pacientes e, segundo, manter um histórico das consultas. Estas duas últimas características estão relacionadas às necessidades intrínsecas a sistemas na área médica que exigem um acompanhamento da evolução do quadro clinico ao longo do tempo. Finalmente, esta versão já está sendo utilizada em trabalhos de pesquisa, nível de mestrado, no Programa de Pós-Graduação de Ciências Médicas da UFSC [10] [11].

Referências

[1] WEISS, S. M. and KULIKOWSKI, C. A., Guia Prático para Projetar Sistemas Especialistas, Rio de Janeiro, 1988.

[2] VIDAL, M., Sistema Especialista Para Predição de Complicações Cardiovasculares Integrado a um Sistema de Controle de Pacientes Portadores de Diabetes Mellitus, Dissertação de Mestrado, UFSC, 1999.

[3] DA CUNHA, H. and RIBEIRO, S., Introdução aos Sistemas Especialistas, São Paulo, 1987.

[4] ALGARVE, A. S., DE AZEVEDO, F. and BARRETO, J. M., "*Prolog Implementation of a Shell for Developing Fuzzy Expert System*", in Electro 95, Punta Arenas, Chile, 1995.

[5] ARARIBÓIA, G., Inteligência Artificial - Um Curso Pratico, Livros Técnicos e Cientificos, Editora S.A., 1988, Rio de Janeiro.

[6] CLOCKSIN, W. F. and MELISH, C. S., "*Programming in Prolog*", Springer-Verlag, 1981.

[7] KOSKO, B., "*Neural Networks and Fuzzy Systems: A Dynamical Systems Approach to Machine Intelligence*". Prentice-Hall, 1992.

[8] HAHNE, M.N.M., DE AZEVEDO, F.M. and ALGARVE, A.S., Implementação de um Shell para Desenvolvimento de Sistemas Especialistas Fuzzy Usando Prolog. Artigo publicado no Congresso Nacional de Engenharia Biomédica, 2000.

[9] Expert Sinta. URL: *http://www.lia.ufc.br*

[10] RAMOS JR, M.T.V., D'ACAMPORA, A. J. and DE AZEVEDO, F.M., "Sistema Inteligente de Auxílio ao Diagnóstico de Hepatites Virais", IV Congresso Brasileiro de Computação (CBComp), IV Workshop de Informática Aplicada a Saúde, Itajaí, SC, 8-12 Outubro, 2004.

[11] OBERTO, L.M. and DE AZEVEDO, F.M., "Sistema Inteligente de Auxílio ao Tratamento Fisioterápico aplicando o princípio da Neuroplasticidade em Portadores de Paralisia Cerebral", IV Congresso Brasileiro de Computação (CBComp), IV Workshop de Informática Aplicada a Saúde, Itajaí, SC, 8-12 Outubro, 2004.

DETECTOR DE FREQÜÊNCIAS COM VARREDURA INTELIGENTE PARA CIRCUITO RESSONANTE PASSIVO INJETÁVEL

R. J. F. Oliveira e P. J. Abatti

Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba/PR, Brasil, 80230-901.
Fone: +55.41.310-4696. Fax: +55.41.310.4683

e-mail: rfo@cpgei.cefetpr.br

Abstract: This paper describes a frequency detector system for data acquisition from remote LC circuits (used to monitor muscular forces). In bench tests, where the muscular forces had being simulated using standard weights and communication coils were separated by about 15 mm to the LC circuit, the system presented low errors (less than 0,6 %). The intelligent method to search the resonance frequency allows on-line data acquisition (less than 10 ms) demonstrating that the detector is fast enough to measure a wide range of physiological parameters.

***Palavras Chaves*: Biotelemetria, freqüência de ressonância, sensores passivos, mútua indutância.**

Introdução

Muitos dispositivos remotos utilizados em biotelemetria empregam circuitos ressonantes onde um dos componentes é um transdutor indutivo ou capacitivo permitindo que a freqüência de ressonância do circuito remoto seja modulada de acordo com um determinado parâmetro fisiológico. No entanto, estes dispositivos passivos (sem bateria interna), requerem especial atenção em seu projeto. Um destes cuidados é com a mutua indutância (leitor ↔ dispositivo) que deve ser a maior possível [1], de maneira que o sinal recebido pela unidade de leitura possua amplitude elevada, melhorando a relação sinal/ruído do sistema. Nesta mesma linha de raciocínio, utilizando-se sinais de excitação com freqüência próxima à freqüência de ressonância (f_o) do circuito remoto também permite se trabalhar com amplitudes de sinais recebidas comparativamente elevadas.

O detector aqui apresentado foi desenvolvido para medir força muscular que através da variação da indutância interna ao sensor remoto modula a sua f_o. Devido às técnicas digitais empregadas, o sinal de excitação tem sua freqüência ajustada de maneira a se monitorar a f_o, determinando-se o ponto de maior amplitude do sinal recebido (relação sinal/ruído ótima). As aquisições podem ser obtidas em intervalos de tempo menores que 10 ms, indicando a variação quase que instantânea da força muscular.

Materiais e Métodos

Os principais componentes do circuito detector são: um conversor AD rápido (ADC0820 [2]), utilizando 1,5 μs em cada conversão, um micro-controlador 89C52 [3] (com 256 bytes de RAM e 2 kbytes de flash EEprom, ambos internos) trabalhando a 24 MHz e um gerador de freqüências (AD9831 [4]) baseado em técnicas DDS (Direct Digital Synthesis), apresentados na Figura 1.

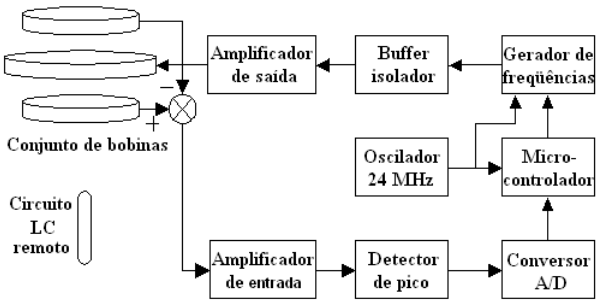


Figura 1 – Diagrama em blocos do Detector.

Para realizar o acoplamento indutivo entre o circuito LC remoto e o detector, foi empregado um conjunto de bobinas (Figura 1) previamente desenvolvido para conseguir a maior mutua indutância possível entre ambos [1]. Sua construção é feita de tal maneira que a interferência da bobina de transmissão (disco maior na Figura 1) sobre a bobina de recepção (disco menor com entrada positiva no somador) é praticamente anulada devido à presença de uma terceira bobina, semelhante à de recepção, porém enrolada em sentido contrário a esta. Esta característica permite que o conjunto de bobinas seja construído de maneira compacta otimizando a recepção e a transmissão do sinal de excitação ao circuito remoto.

O circuito remoto é composto de uma micro-bobina com núcleo de ferrite, conectado a um capacitor SMD. Todo o conjunto foi montado no interior de um tubo de silicone (e ao lado da bobina foi inserido um pequeno bastão de ferrite), cujas dimensões alcançaram 1,5 mm x 22 mm [5]. Este dispositivo foi injetado em um tendão animal.

Assim, com a distensão do tendão, o dispositivo de silicone também se distende movendo o ferrite próximo à bobina que altera a freqüência de ressonância do circuito LC no seu interior.

O processo de medição inicia-se quando um sinal de excitação alcança o circuito do dispositivo remoto fazendo com que este comece a transmitir esta mesma freqüência, com amplitude proporcional à sua curva de resposta. As bobinas de recepção recebem este sinal e enviam-no para o ADC0820. Este converte o nível de tensão do sinal em um byte correspondente. O micro-controlador AT89C52 recebe este byte enviado pelo ADC e inicia um processo de software. Compara o byte recebido com o anterior armazenado na memória de acesso randômico (RAM), se for maior que o anterior isto implica que a freqüência tem que aumentar para que o maior nível de tensão seja encontrado. Observe-se que a maior amplitude de resposta recebida ocorre quando a freqüência do sinal de excitação é igual à f_o do circuito LC remoto (gráfico na Figura 2). Então, o AT89C52 incrementa os registros a serem enviados para o AD9831, e guarda os novos bytes recebidos do ADC, jogando fora o antigo. Mas, se o novo byte for menor que o anterior armazenado, isto implica que a freqüência tem que diminuir indicando que provavelmente o pico de resposta do dispositivo remoto (f_o) deve ser encontrado em uma freqüência menor. Desta maneira o AT89C52 decrementa os registros a serem enviados ao AD9831, joga fora o byte recebido do ADC e mantém o antigo. Assim, a decisão de aumentar ou diminuir a freqüência é tomada e o AD9831 é programado.

Quando a f_o instantânea do dispositivo remoto é encontrada uma rotina do software envia este valor para um computador pessoal (PC) via transmissão serial. O software rodando no PC é responsável por executar a conversão dos valores de freqüência de ressonância medidos e fornecer os valores finais do parâmetro biológico que se busca no experimento.

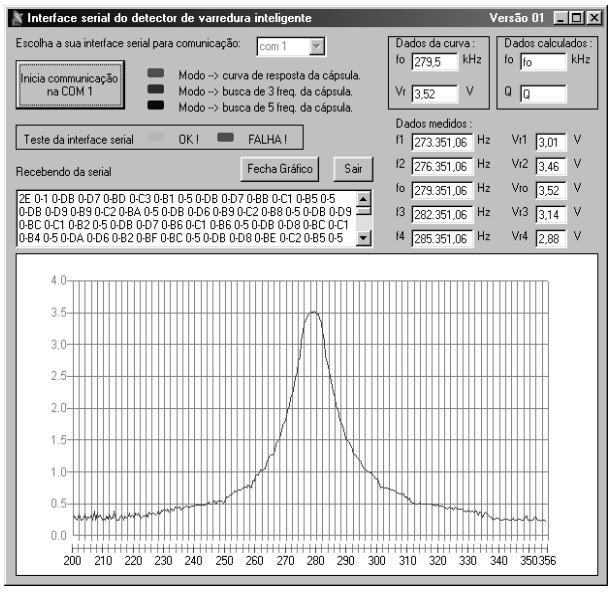


Figura 2 – Janela do software de apresentação dos resultados. Observa-se na curva apresentada a resposta (tensão/freqüência) de um dispositivo remoto medido.

Resultados

Dois dispositivos LC remotos foram medidos para verificar o comportamento do detector, um com f_o fixa e outro com f_o variável (já descrito no item Materiais e Métodos). Ambos os dispositivos remotos tiveram suas freqüências medidas por métodos tradicionais (diferença de fase), sendo tomadas como valores de referência. Para avaliar o circuito do detector, cada f_o foi medida dez vezes. As freqüências medidas com o circuito detector respectivas ao dispositivo LC remoto de f_o fixa são apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1 – Resultados obtidos do dispositivo remoto com f_o fixa de 282,00 kHz, utilizando-se o detector desenvolvido.

Resultados	1	2	3	4	5
f. med. (kHz)	282,60	283,05	283,55	283,60	283,55
Erro (%)	0,219	0,373	0,550	0,568	0,550
Resultados	6	7	8	9	10
f. med. (kHz)	281,05	281,60	283,15	281,55	282,05
Erro (%)	-0,337	-0,142	0,408	-0,159	0,018

Os resultados obtidos medindo o dispositivo remoto de f_o variável (antes de ser injetado no tendão animal), através do circuito detector, são apresentados na Figura 3. Na Figura 4 é apresentada a relação de linearidade das freqüências de ressonância medidas com a força muscular, quando o dispositivo remoto de f_o variável já havia sido injetado no tendão animal.

Para apresentar o tempo de resposta do circuito detector, o processo de aquisição da f_o deve ser mais detalhado. A primeira tarefa do software do detector é traçar a curva de resposta característica do dispositivo remoto (em passos de 500 Hz – Figura 2). A seguir o processo de varredura inteligente seleciona o melhor resultado encontrado na curva de resposta e decrementa 500 Hz deste valor. Novos incrementos de 50 Hz são adicionados às freqüências de excitação para encontrar com maior exatidão a f_o. Assim, cada varredura é obtida ao serem executados um número de leituras necessárias para encontrar o pico máximo de tensão. Cada tempo de leitura despende 446,5 µs. A Tabela 2 apresenta a tabulação dos resultados quanto ao tempo gasto para encontrar os valores das f_o relativos a cada simulação de peso feita com o dispositivo remoto inserido no tendão.

Tabela 2 – Número de leituras para encontrar a f_o.

Nº de leituras por varredura	Ocorrências	Max. freq. (Hz)	Tempo da varredura
11	71	203,60	4,9 ms
12	33	186,64	5,4 ms
13	20	172,28	5,8 ms
14	3	159,97	6,3 ms
15	1	149,30	6,7 ms
16	2	139,97	7,1 ms

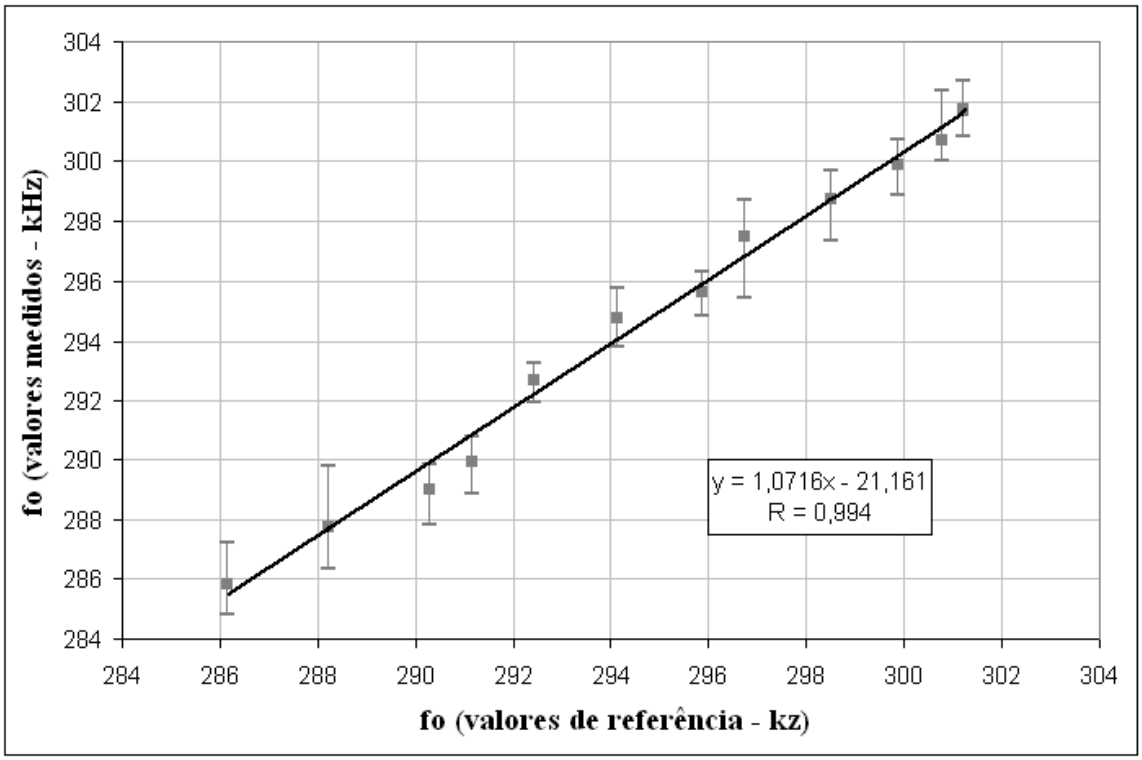


Figura 3 – Medidas de freqüências realizadas com o Detector, no LC remoto com f_o variável.

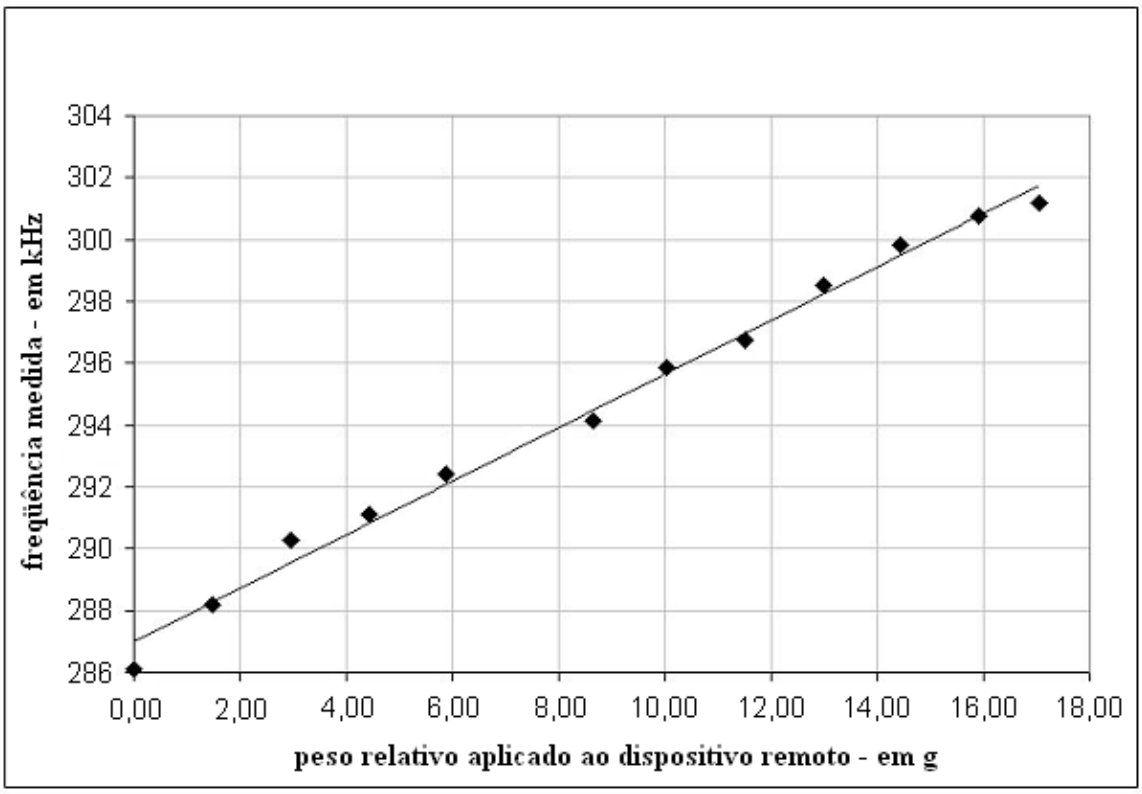


Figura 4 – Relação entre a variação do peso aplicado ao sensor (relativo à distensão do tendão) e a freqüência de ressonância obtida.

Discussão

Na Figura 3 pode-se observar que o circuito detector apresenta um comportamento linear quanto às suas medidas (coeficiente de inclinação próximo a 1), e o fator de correlação também é próximo a 1 (significando que cada resultado obtido com o detector é muito próximo ao valor de referência das f_o). O maior erro observado nas medições de cada f_o foi de 0,568 %.

Os tempos de resposta apresentados na Tabela 2 indicam que a maioria das f_o foram encontradas em 11 leituras (tempo de varredura igual a 4,9ms). No pior caso, o sistema pode ler parâmetros fisiológicos com taxas de variação de 7,1ms, o que é adequado à monitoração de forças musculares, bem como, uma grande variedade de outros parâmetros fisiológicos [6].

Transladando as medidas de freqüência para força muscular um erro máximo de 47,9 mgf foi observado (Tabela 3) entre todas as medidas realizadas, com a gradual elevação do peso aplicado no músculo sob teste (Figura 4).

Tabela 3 – Relação freqüências x força

f_o medida (kHz)	Força (gf)	Erro (%)	Força - erro (mgf)
286,123	0	0,254	2,540
288,184	1,474	0,340	5,020
290,275	2,945	0,477	14,040
291,120	4,419	0,447	19,750
292,397	5,890	0,568	33,461
294,117	8,654	0,283	24,530
295,857	10,023	0,122	12,210
296,735	11,499	0,417	47,920
298,507	12,973	0,216	28,020
299,850	14,444	0,147	21,250
300,751	15,918	0,178	28,420
301,204	17,047	0,231	39,560

Comparando os resultados obtidos através deste circuito detector com sistemas comerciais de leitura direta (sem a utilização de técnicas de telemetria) [7,8] pode-se verificar que o detector desenvolvido apresenta exatidão na mesma ordem de grandeza.

Referências

[1] PICHORIM S. F., ABATTI P. J., "Design of Coils for Millimeter – and Submillimiter-Sized Biotelemetry", *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*. August (in printing), 2004.

[2] NATIONAL SEMICONDUCTORS CORP. *ADC0820 – 8-Bit High Speed µP Compatible A/D Converter with Track/Hold Function* - Data Sheet, U.S.A.: June, 1999.

[3] ATMEL CORPORATION. *8-Bit Microcontroller with 8K Bytes Flash - AT89C52* - Data Sheet. Rev. 0313H-02/00, San Jose, California, U.S.A., 1999.

[4] ANALOG DEVICES INC. *CMOS COMPLETE DDS – AD9831* - Data Sheet, Rev. A, Norwood, MA, U.S.A., 1996.

[5] PICHORIM S. F., OLIVEIRA R. J. F., ABATTI P. J. "Development of a Telemetric System employing a Passive Force Sensor and a Resonance Frequency Detector with Intelligent Sweeping", *Sensors & Transducers Magazine*, Vol.39, Issue 1:121-127, 2004.

[6] OLSON, W.H., "Basic concepts of medical instrumentation" in WEBSTER, J. G. (Ed): *Medical Instrumentation*, New York: John Willey and Sons, pp. 1-43, 1998.

[7] ADINSTRUMENTS PTY LTD. *MLT0210 Teaching Force Transduce* -. Data Sheet, Gladstone Road, Castle Hill, Australia.

[8] HUGO SACHS ELEKTRONIK. *HARVARD APPARATUS Gmbh. Force transducer F10* - Data Sheet, March-Hugstetten, Germany.

EXPERT CARDIO

J. C. C. Rojas*, L. M. Brasil**, F. M. Azevedo***, A. E. M. Almeida**** e R.P.Silva**

* Hospital de Apoio, Brasília, Brasil
** UCB/Centro de Ciência e Tecnologia/Engenharia Biomédica e MGCTI, Brasília, Brasil
*** UFSC/Departamento de Engenharia Elétrica, Florianópolis, Brasil
**** Cardio Lógica Métodos Gráficos, João Pessoa, Brasil

e-mail: jcabrera@terra.com.br

Abstract: This work describes a hybrid expert system, which is called Expert Cardio, applied to the decision of a clinical-surgical staff in according to define the therapeutic conduct in coronary patients. The Expert Cardio is based on artificial neural networks, fuzzy logic, genetic algorithms and symbolic systems. It owns a database that stores retrospective cases obtained through the some clinics in João Pessoa, Brazil. These cases are manipulated by means of an electronic medical record, as well as it is possible to monitor them by Internet. In the accomplished simulations, the connectionist module presented a hit rate varying from 46.1% to 84.6% while that the symbolic module presented a hit rate varying from 58.3% to 91.6.
***Keywords*: Cardiology, Hybrid Expert System, Artificial Neural Networks.**

Introdução

Nos últimos anos no Brasil, tem-se observado um concomitante aumento das incidências de doenças crônico-degenerativas, dentre elas as doenças cardiovasculares. Em 1930, essas doenças eram responsáveis por 11,8% do total de óbitos, 25% em 1980, e em 1999, este valor aumentou para 31% do total de óbitos da população brasileira [1].

Contudo, devido ao elevado custo do tratamento da Doença Arterial Coronariana (DAC), o diagnóstico precoce e investimentos em medidas preventivas têm se tornado prioridade.

Assim sendo, o Expert Cardio proposto neste trabalho, visa auxiliar o processo de tomada de decisão de uma equipe clínico-cirúrgica. Essa equipe é formada pelo cardiologista, hemodinamicista e cirugião cardíaco e são responsáveis pela inferência de uma conduta clínica, uma angioplastia coronariana ou uma revascularização miocárdica para o paciente.

Materiais e Métodos

Para fins didáticos, pode-se dividir o Expert Cardio em quatro (4) módulos, a saber: prontuário eletrônico, módulo *WEB*, Sistema Especialista baseado em Redes Neurais (SERN) e Sistema Especialista Baseado em Regras (SEBR).

O prontuário eletrônico implementado neste trabalho foi baseado seguindo protocolo fornecido pelo especialista de domínio, Dr. A. E. M. Almeida, da Clínica Cardio Lógica Métodos Gráficos, João Pessoa, PB. Esse protocolo está de acordo com as diretrizes estabelecidas pela Sociedade Brasileira de Cardiologia.

O Expert Cardio faz uso do Sistema Gerenciador de Banco de Dados (SGBD) *Microsoft SQL Server 2000*, por ser seguro e estável, bem como por permitir que a maior parte das operações com os dados (seleção, inserção, alteração, remoção) seja feita através de *Stored Procedures* que são comandos de banco armazenados em pacotes, que podem ser executados a qualquer momento [2].

O módulo de consulta via *Internet* foi desenvolvido utilizando-se o *Active Server Pages* (ASP), que é uma linguagem de *script* que permite o tratamento de requisições de páginas. Esse tratamento é executado por um servidor *WEB*, permitindo assim que se adicione conteúdo dinâmico às solicitações dos clientes. A princípio, está-se utilizando o servidor *Personal WEB Server* (PWS), por ser da mesma família do SGBD e também por suprir adequadamente as necessidades deste projeto [2].

Uma finalidade relevante do módulo WEB está relacionada ao próprio objetivo da construção deste sistema, que é auxiliar no processo de tomada de decisão de uma equipe clínico-cirúrgica. Como esta equipe é formada por três especialistas, achou-se conveniente que independente do lugar onde seja feita a reunião, apenas de posse de um computador conectado à *Internet*, eles possam ter acesso aos prontuários contidos na base de dados do Expert Cardio, facilitando assim a discussão de um caso específico [2], bem como recuperando casos similares ao caso discutido.

O processo de implementação do Expert Cardio (Figura 1) propriamente dito, inicia-se com a Aquisição de Conhecimento (AC), que pode ser dividida em dois processos: a Elicitação do Conhecimento (ElC) e a Representação do Conhecimento (RC).

As técnicas de ElC utilizadas neste trabalho estão descritas detalhadamente em [2].

O conhecimento adquirido, durante a ElC, foi convertido em regras de produção onde as variáveis foram padronizadas e as imprecisões tratadas com o auxílio da lógica *fuzzy* [2][3][4].

As variáveis *fuzzy* nas regras *fuzzy* foram tratadas da seguinte maneira: os valores em lógica *fuzzy* foram representados através de graus de pertinência, no intervalo de [0,1], que são definidos usando-se uma função de pertinência. O método utilizado neste trabalho para tratar a função de pertinência faz uso dos operadores Max/Min [2][5].

Através dessas regras *fuzzy* foi possível realizar o mapeamento do conhecimento em grafos E/OU que inicialmente representaram a estrutura do SERN.

Dessa forma, o SERN foi formado por uma camada de entrada, uma intermediária e uma de saída. Os neurônios da camada de entrada correspondem aos sintomas, em outras palavras, a parte SE das regras *fuzzy*. A camada intermediária, durante o processamento, deverá ser otimizada pelo algoritmo proposto a seguir e representa as hipóteses intermediárias, isto é, corresponde às premissas das regras *fuzzy*. O número de neurônios na camada intermediária corresponde à quantidade de regras iniciais obtidas durante a ElC. A camada de saída representa os possíveis diagnósticos e correspondem às conclusões, ou seja, a parte ENTÃO das regras *fuzzy* [2][5].

A seguir, dois conjuntos de exemplos são apresentados ao SERN, formados por sintomas e diagnóstico. O primeiro conjunto de exemplos é usado para treinar o SERN através do algoritmo de aprendizado. O segundo conjunto é usado para refinar e validar o SERN (Figura 1) [2][5].

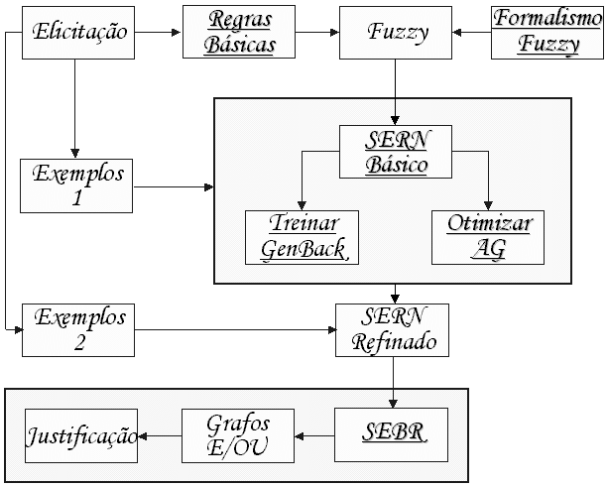


Figura 1: Processos de implementação

O aprendizado e a otimização do sistema, é feito através do *Genetic Backpropagation Based Learning algorithm* (GENBACK) [5]. Esse algoritmo utiliza Algoritmo Genético (AG) como uma ferramenta para auxiliar na determinação da topologia de rede que melhor se adapta ao problema em questão [6].

O GENBACK tem as seguintes características [2][5]: utiliza AG para ajudar na otimização do número de neurônios da camada intermediária da Rede Neural Artificial (RNA), trata as variáveis de entrada de rede através da lógica *fuzzy* e no lugar da soma dos pesos, utiliza os conectivos lógicos E/OU.

O GENBACK, em seu primeiro estágio, considera que o SERN já existe. Utiliza um conjunto de exemplos para efetuar mudanças não somente nos pesos das conexões, mas também na estrutura de rede. As conexões podem ser incluídas ou excluídas entre os neurônios, assim como neurônios podem ser incluídos ou excluídos da camada intermediária pela aplicação do AG. Assim, o algoritmo pode produzir novos conceitos que não estavam presentes nas regras iniciais e, conseqüentemente, pode-se deduzir regras que o especialista teve dificuldade de articular.

A avaliação da aptidão de cada rede criada é auxiliada através do processo de treinamento da rede pelo GENBACK para determinar quais redes são mais aptas a sobreviverem. A função de custo, utilizada neste processo, é obtida em função do erro total ocorrido durante o treinamento da rede em questão. Esta função foi obtida de modo a descrever o problema em estudo de duas formas [5]:

$$F1 = NCH/ERRO \quad (1)$$

$$F2 = 1/NCH + ERRO \quad (2)$$

onde NCH corresponde ao número de neurônios da camada intermediária, e ERRO corresponde ao erro na saída da rede.

A função F1 faz, em geral, que a rede vencedora tenha mais neurônios que a rede inicial, enquanto que na função F2, a rede vencedora passa, em geral, a ter menos neurônios que a rede inicial.

Finalmente, o conhecimento resultante do SERN foi usado para formar a Base de Conhecimento (BC) do SEBR [7]. O SEBR é responsável pelo mapeamento dos dados obtidos na saída da SERN em um grafo E/OU através do algoritmo de extração de regras FUZZYRULEXT [8], o qual foi implementado com o uso da ferramenta de desenvolvimento de software *Delphi* 5.0, através da linguagem de programação procedural *Object Pascal*.

Porém, com o intuito de se obter melhor *performance* durante a etapa de explanação de uma dada saída apresentada pelo SERN em resposta aos dados de entrada passado ao sistema pelo usuário, utilizou-se a linguagem de programação declarativa *Visual Prolog*. Isto devido ao mecanismo conhecido por *backtracking* que é nativo desse tipo de linguagem, o qual viabiliza a análise de várias possibilidades de saída em relação ao que poderia ser feito por uma outra linguagem de programação procedural qualquer [2][9].

O processo de explanação funciona da seguinte forma (Figura 2) [2][9]:

1. Desenvolveu-se uma máquina de inferência representada por uma DLL *Prolog* para servir de *interface* entre a aplicação feita no *Delphi* com está máquina de inferência. Sempre que é requerida uma explanação pelo usuário, a DLL *Prolog* é acionada pelo sistema em *Delphi*;

2. Além disso, foi necessário também a implementação de uma DLL *Delphi* que é acionada pela DLL *Prolog* para poder receber os dados de entrada, por exemplo, sintomas de uma doença de um paciente, para ser analisado pela máquina de inferência;
3. Esta máquina de inferência confronta esses dados com as regras que foram extraídas da RNA para poder chegar numa dada explanação;
4. Por fim, a DLL *Prolog* retorna para a aplicação em *Delphi* qual a explanação mais adequada que encontrou para a saída gerada pelo SERN, de acordo com os dados de entrada e com as regras que foram previamente extraídas.

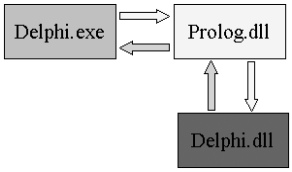


Figura 2: Processo de explanação (*Delphi x Prolog*)

Nesta abordagem do SEH fez-se um estudo retrospectivo do domínio do problema, ou seja, os parâmetros clínicos e os dados biológicos que alimentam o sistema, foram obtidos através da análise de casos reais já estudados para uma população previamente selecionada, no caso, os pacientes coronariopatas. Dessa forma, para o domínio da cardiologia, o sistema foi testado com casos retrospectivos obtidos junto às clínicas Cardio Lógica Métodos Diagnósticos LTDA e o Centro Neuro-Vascular e do Coração (CINVASCOR), ambas situadas na cidade de João Pessoa, Paraíba, Brasil.

É importante salientar que neste trabalho está-se abordando apenas dois tipos de exames os quais são o Teste Ergométrico e a Cineangiocoronariografia.

Resultados

Aplicando-se o Expert Cardio na definição de conduta terapêutica em pacientes coronariopatas, fez-se primeiramente testes com complexidade de rede contendo 20 neurônios na camada de entrada (sintomas), 10 neurônios na intermediária (número de casos reais retrospectivos utilizados no treinamento da rede) e 3 neurônios na de saída (diagnósticos).

Os resultados para essa complexidade de rede apresentaram uma média de acerto do SERN de 35%. Notou-se ainda que o percentual mínimo de acerto foi de 0% enquanto que o máximo ficou em 50%. Como a taxa de acerto ficou muito aquém de um limite mínimo aceitável, não se realizou para estas simulações os testes com o SEBR.

Esse baixo percentual obtido pelo SERN é facilmente explicado, visto que com apenas 20 neurônios na camada de entrada a rede após várias simulações mostrou claramente que não conseguiu adquirir o aprendizado mínimo aceitável na classificação dos padrões.

Contudo, quando o número de neurônios da camada de entrada foi aumentado para 58, ou seja, considerando todos os sintomas levantados para o domínio da cardiologia, os resultados apresentados melhoraram significativamente.

A Tabela 1 apresenta os resultados do SERN para uma rede com 58 neurônios na camada de entrada (sintomas), 11 na intermediária (número de casos reais retrospectivos utilizados para o treinamento da rede) e 3 neurônios na camada de saída (diagnósticos).

Tabela 1 : Reconhecimento de padrões [a]

Quantidade de casos testados = 13		
S	**NH**	**PH (%)**
1	11	84,6%
2	9	69,2%
3	8	61,5%
4	6	46,1%
5	9	69,2%
6	9	69,2%
7	8	61,5%
8	9	69,2%
9	9	69,2%
10	11	84,6%
11	10	76,9%
12	9	69,2%
13	8	61,5%

[a] S - simulações; NH – número de acertos; PH – porcentagem de acertos.

A Tabela 2 mostra os resultados obtidos pelo SEBR para cada uma das simulações do SERN.

Tabela 2 : Diagnósticos em Cardiologia [b]

S	NIL	NHL	NOL	DST	NH	PH (%)
1	58	11	3	10	8	80%
2	58	11	3	12	11	91,6%
3	58	11	3	13	10	76,9%
4	58	11	3	13	8	61,5%
5	58	11	3	13	9	69,2%
6	58	11	3	10	7	70%
7	58	11	3	10	8	80%
8	58	11	3	13	9	69,2%
9	58	11	3	13	10	76,9%
10	58	11	3	12	7	58,3%
11	58	11	3	12	9	75%
12	58	11	3	13	11	84,6%
13	58	11	3	13	10	76,9%

[b] S – simulação; NIL – número de neurônios na camada de entrada; NHL – número de neurônios na camada intermediária; NOL – número de neurônios na camada de saída; DST – número de casos testados; NH – número de acertos; PH – porcentagem de acertos.

Portanto, observa-se que para a configuração máxima de rede (58 neurônios na camada de entrada, 11

neurônios na camada intermediária e 3 neurônios na camada de saída), o SERN apresentou taxa média de acerto de 68,60%, sendo que o limite mínimo foi de 46,1% e o máximo de 84,6% (Tabela 1). Já o SEBR apresentou taxa média de acerto de 74,62%, com limite mínimo de acerto de 58,3% e limite máximo de 91,6% (Tabela 2).

Ressaltasse, contudo que nas simulações apresentadas, para o domínio da cardiologia, a função de aptidão utilizada foi a de minimização do número de neurônios da camada intermediária, visto que testes preliminares indicaram seu melhor desempenho em relação à função de maximização.

Discussão

A metodologia adotada no desenvolvimento do Expert Cardio foi basicamente concebida no trabalho desenvolvido por L. M. Brasil [5]. Contudo o Expert Cardio diferencia-se pelo fato de utilizar um mecanismo de inferência para o SEBR bem mais poderoso, no caso, a máquina de inferência do *Visual Prolog*.

L. M. Brasil [5], em classificação de crises epilépticas, obteve taxa média de acerto para o SERN de 70,42%. E para o SEBR, de 81,92%. Comparando-se esses resultados com os obtidos pelo Expert Cardio, acredita-se que à medida que o sistema integre um maior número de sintomas, bem como se façam diferentes manipulações nos valores das variáveis de treinamento da rede, o desempenho do sistema melhore relativamente, como percebeu-se em simulações preliminares do sistema.

Agradecimentos

Manifesta-se agradecimentos sinceros ao Mestrado de Engenharia Biomédica da Universidade Federal da Paraíba, por proporcionar o ambiente de desenvolvimento do Expert Cardio.

Referências

[1] MINISTÉRIO DA SAÚDE / Fundação Nacional de Saúde - Funasa / Centro Nacional de Epidemiologia - CINEPE. Sistema de Informações sobre Mortalidade – SIM, 2003.

[2] ROJAS, J. C. C., *Sistema Especialista Híbrido de Apoio à Decisão de uma Equipe Clínico-Cirúrgica na Definição de Conduta Terapêutica em Pacientes Coronariopatas*, Dissertação de Mestrado. João Pessoa: Universidade Federal da Paraíba, 2003.

[3] ZADEH L. A., "Fuzzy Logic", *IEEE Computer*, 21(**4**): n. 4, 1988.

[4] GUPTA M. M., RAO, D.H. "On the principles of fuzzy neural networks", *Fuzzy Sets and Systems*, v. 61, n. 1, p. 1-18, 1994.

[5] BRASIL, L. M., *Proposta de Arquitetura para Sistema Especialista Híbrido e a Correspondente Metodologia de Aquisição do Conhecimento*,Tese de Doutorado. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina, 1999.

[6] ALIEV R. A., FAZLOLLAHI, B., VAHIDOV, R. M., "Genetic Algorithm-Based Learning of Fuzzy Neural Networks, Part 1: Feed-Forward Fuzzy Neural Networks", Fuzzy Sets and Systems, n. 118, p. 251-358, 2001

[7] HUANG, S. H., XING, H. "Extract Intelligible and Concise Fuzzy Rules from Neural Networks", *Fuzzy Sets and Systems*, n. 132, p. 233-243, 2002.

[8] BRASIL L. M., AZEVEDO F. M., "Técnica de extração de regras para sistemas especialistas conexionistas". *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, *Brazilian Journal of Biomedical Engineering*. 19(**1**): 07-17, Rio de Janeiro, Brasil, 2003.

[9] CAMPOS, P. G. *et al*. 'Extraction Technique of Fuzzy Rules Applied to a Medical Expert System', *Proc. 2nd European Medical & Biological Engineering Conference*, Vienna, Austria, 2002, pp. 740-741, 2002.

SIMULACIÓN Y CONTROL DE LA INFECCIÓN POR HIV-1 UTILIZANDO LA TEORÍA GEOMÉTRICA DE CONTROL NO LINEAL.

F. L. Biafore*, C. E. D'Attellis*, **

* Universidad Nacional de San Martín, Escuela de Ciencia y Tecnología, Villa Ballester, Argentina.
** Universidad Favaloro, Departamento de Matemática, Buenos Aires, Argentina.

e-mail: febi@fullzero.com.ar

Abstract: The aim of this work was to develop a HIV-1 control strategy based on the nonlinear geometric control theory. Such a strategy was applied on a four variables deterministic model that describes the characteristic stages of the HIV-1 infection realistically. The results show that the nonlinear control developed is effective to minimize the viral load in the initial stage, the asymptomatic period and the final stage of the infection. The main characteristic of this type of control is the antiretroviral drug dosage in a proportional way to the viral population.

***Palabras clave*: modelización matemática, control de sistemas biológicos, infección por HIV-1.**

Introducción

Existe una gran variedad de modelos determinísticos del tipo "predador-presa" que describen la interacción entre el HIV-1 y diferentes poblaciones celulares que integran el sistema inmune [1-3]. La aplicación de las herramientas matemáticas de la teoría de control ha permitido modelizar estrategias terapéuticas sobre éste tipo de modelos, que en el caso de la infección por HIV el objetivo principal de las mismas es minimizar de manera optima la cantidad de copias virales presentes en el organismo ("la carga viral"). En el caso del diseño de controladores vía realimentación de estados para modelos no lineales, el procedimiento más práctico consiste en linealizar el sistema alrededor del origen y establecer un control lineal para la linealización. La estabilidad alcanzada será local. Otro método consiste en la linealización vía realimentación mediante la cancelación de las no-linealidades de un sistema mediante la re-definición de la entrada a éste. Esto se logra mediante una transformación de estados y una transformación de entradas. Esta linealización no se refiere a la aproximación "Jacobiana" del sistema, sino que, bajo ciertas condiciones, convierte exactamente al sistema en lineal. El objetivo de este trabajo es desarrollar y evaluar la efectividad de un controlador no lineal para un modelo determinístico de cuatro variables que describe la interacción del HIV-1 y las poblaciones de linfocitos CD4, linfocitos CD4 productivamente infectados y linfocitos CD8 citotóxicos.

El modelo

El modelo utilizado está basado en un conjunto de reglas dinámicas conocidas de interacción entre el HIV-1 y las poblaciones de linfocitos CD4 y CD8.

La representación matemática del modelo es:

$$\begin{aligned}
\frac{dT}{dt} &= a(T^0 - T) - bTV \\
\frac{dT_{pi}}{dt} &= bTV - pT_{pi}T_{cd8} + u(t) \qquad (1) \\
\frac{dV}{dt} &= kT_{pi} - \mu V \\
\frac{dT_{cd8}}{dt} &= c(T^0_{cd8} - T_{cd8}) + dT_{pi}T_{cd8} - \gamma T_{cd8}V
\end{aligned}$$

donde T (linfocitos CD4), Tpi (linfocitos CD4 infectados), V (virus) y T_{cd8} (linfocitos CD8) son las variables de estado y T^0 y T^0_{cd8} son los valores de equilibrio de las poblaciones de los linf. CD4 y CD8 en ausencia de virus. Todos los parámetros son positivos.

El control externo $u(t)$ representa la acción de un fármaco antirretroviral que disminuye la tasa de crecimiento de las células infectadas productoras de copias virales. Los términos formados por productos entre las variables involucradas representan los "encuentros" de las mismas . Tales encuentros pueden afectar positivamente o negativamente la tasa de crecimiento de la variable considerada. Para un análisis detallado de la dinámica del modelo ver [3]. Para representar la etapa final de la infección, caracterizada por el colapso del sistema inmune, el parámetro γ sólo es distinto de cero en la etapa final de la infección.

La simulación del modelo se realizó utilizando el siguiente conjunto de parámetros y condiciones iniciales:

Tabla 1: Parámetros del modelo.

$T^0=1000$ células/mm^3	$T^0_{CD8}=550$ células/mm^3
$a=0.012$ día^{-1}	$b=0.000258$ día^{-1}mm^3
$p=0.026$ día^{-1} mm^3	$k=50$ día^{-1}
$c=0.012$ día^{-1}	$d=0.011$ día^{-1}mm^3
$\mu=0.3$ día^{-1}	$\eta=0.000155$ día^{-1}mm^3

Tabla 2: Condiciones iniciales.

$T(0)^0$=1000 células/mm^3 $T_{pi}(0)$=0	$T(0)_{CD8}$=550 células/mm^3 V(0)=0.3 copias/mm^3

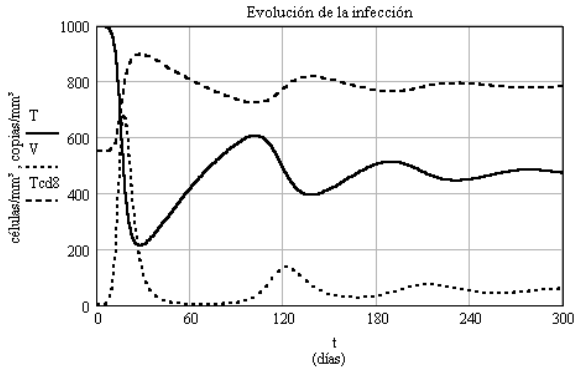


Figura 1: Dinámica libre de la infección por HIV-1 (infección aguda y período asintomático)

Se omite el gráfico de las células CD4 infectadas. La dinámica cualitativa es similar a la grafica de V (virus).

Para la simulación de la etapa final de la infección se utilizó:

$$\gamma = \begin{cases} 0.000155 \ día^{-1}\text{mm}^3 & \text{si } 3000 \le t \le 3600 \text{ días} \\ 0 & \text{en otro caso} \end{cases}$$

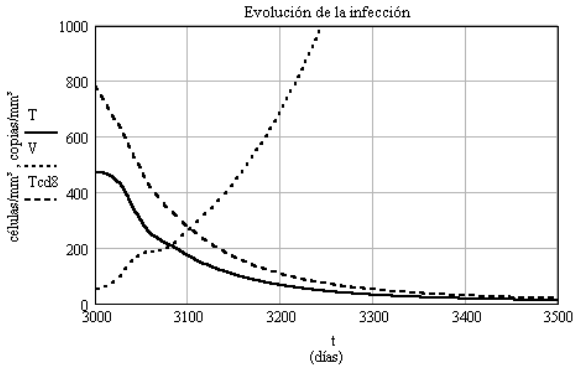


Figura 2: Dinámica libre de la etapa final de la infección por HIV-1 (colapso del sistema inmune)

A partir de las figuras precedentes se observa que el modelo utilizado describe satisfactoriamente las tres etapas características de la infección. La infección aguda primaria y el período asintomático en la Figura 1 y la etapa final de la infección por HIV-1 en la Figura 2.

El modelo propuesto *(1)* puede escribirse de la forma*:*

$$f(x) = \begin{bmatrix} a(T^0 - T) - bTV \\ bTV - pT_{pi}T_{cd8} \\ kT_{pi} - \mu V \\ c(T^0_{cd8} - T_{cd8}) + dT_{pi}T_{cd8} - \gamma T_{cd8}V \end{bmatrix} \quad g(x) = \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad u(t)$$

Utilizando la teoría geométrica de control no lineal se determina el cambio de variables (difeomorfismo)

$z = T(x)$ *(2)*

y una realimentación de estados

$u(t) = \alpha(x) + \beta(x)v$ *(3)*

que transforme al sistema no lineal a una forma lineal equivalente (ver [4] para más detalles). Luego de esta transformación se diseña un controlador lineal estabilizante para el sistema lineal obtenido. Este tipo de linealización no involucra ninguna aproximación; es exacta. Como en el caso de los sistemas lineales, el número de veces que hay que derivar la salida hasta que aparezca la entrada con un coeficiente no nulo, define el grado relativo del sistema.

El sistema no lineal:

$$\begin{aligned} \dot{x} &= f(x) + g(x)u(t) \\ y &= h(x) \end{aligned} \qquad (4)$$

donde *f, g* y *h*, definidas en un dominio $D_0 \subset \Re^n$, son suficientemente suaves, tiene grado relativo *r*, con $1 \le r \le n$, en una región $D_0 \subset D$ si:

$$\frac{\partial h_i(x)}{\partial x} g(x) = 0, \ i = 1, 2, \cdots, r-1 \quad \frac{\partial h_r(x)}{\partial x} g(x) \neq 0 \quad (5)$$

donde

$$h_{i+1}(x) = \frac{\partial h_i(x)}{\partial x} f(x), \quad i = 1, 2, \cdots, r-1 \quad (6)$$

Si el sistema tiene grado relativo *n*, entonces es linealizable tanto entrada-estado como entrada salida.

El caso más simple de sistema linealizable entrada-salida ocurre cuando es linealizable entrada-estado y la salida de interés es $h(x) = T_1(x)$ [4]. En este caso, el cambio de variables *(2)* y el control *(3)* lo transforman en:

$$\begin{aligned} \dot{z} &= A_c z + B_c v \\ y &= C_z z \end{aligned} \qquad (7)$$

donde las matrices A_c, B_c, C_c son la forma canónica de una cadena de integradores. Si el grado relativo es *r*, entonces es linealizable entrada salida. En este último caso se obtendrá una cadena de menos integradores y la ecuación de estado tendrá una parte no linealizada. Sin embargo es posible encontrar una forma normal para el caso de grado relativo *r*. Dicha forma normal tendrá una parte "externa" linealizada por el control *u(t)* y que hace inobservable la parte "interna".

Sea:

$$T(x) = \begin{bmatrix} \psi_1(x) \\ \vdots \\ \psi_r(x) \\ \phi_1(x) \\ \vdots \\ \phi_{n-r}(x) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \xi \\ \eta \end{bmatrix} \qquad (8)$$

$$\psi_1(x) = h(x), \ \psi_{i+1}(x) = \frac{\partial \psi_i(x)}{\partial x} f(x), \ i = 1, 2, \cdots, r\text{-}1$$

y las ϕ_i se eligen de manera tal que *T(x)* sea un difeomorfismo en un dominio $D_x \in D_0$ y

$$\frac{\partial \phi_i}{\partial x} g(x) = 0, \ 1 \le i \le n\text{-}r \quad (9)$$

Esta condición asegura que la ecuación

$$\dot{\eta} = \frac{\partial \phi}{\partial x} f(x) \quad (10)$$

no depende de *u(t)*. Además, se impone la condición adicional que $T_1(x^*) = 0$ donde x^* es un punto de equilibrio del sistema a lazo abierto en las coordenadas originales con respecto al cual se quiere estabilizar al sistema. Para sistemas de entrada única esto es siempre posible. De esta manera se consigue la expresión del sistema en la forma normal:

$$\begin{aligned} \dot{\xi} &= A_c \xi + B_c \beta(x)^{-1} [u(t) - \alpha \varepsilon(x)] \\ \dot{\eta} &= f_0(\eta, \xi) \qquad (11) \\ y &= C_c \xi \end{aligned}$$

donde $\xi \in \Re^r, \eta \in \Re^{n-r}$ y A_c, B_c, C_c son la forma canónica de una cadena de *r* integradores y

$$\alpha(x) = -\frac{\left(\partial T_r / \partial x\right) f(x)}{\left(\partial T_r / \partial x\right) g(x)} \qquad \beta(x) = \frac{1}{\left(\partial T_r / \partial x\right) g(x)} \quad (12)$$

Haciendo $\xi = 0$, el sistema se dice de mínima fase si la dinámica de los ceros tiene un punto de equilibrio asintóticamente estable en el dominio de interés. Notar que $y(t) = 0 \Rightarrow u(t) = \alpha[x(t)]$. Mantener la salida idénticamente cero implica que la solución de la ecuación de estados debe estar confinada al conjunto $z^* = \{x \in D_0 \mid \psi_1 = \psi_2 = \cdots = \psi_r = 0\}$. La dinámica de los ceros es la dinámica restringida:

$$\dot{x} = [f(x) + g(x)\alpha(x)]_{x \in z^*} \quad (13)$$

Sea la función de salida:

$$h(x) = T - T^0 \quad (14)$$

Se determina el grado relativo del sistema:

$$\frac{\partial \psi_1}{\partial x} g(x) = 0, \quad \frac{\partial \psi_2}{\partial x} g(x) = 0, \quad \frac{\partial \psi_3}{\partial x} g(x) = -bkT \neq 0$$

Por consiguiente el grado relativo del sistema es tres (3). El sistema es por lo tanto linealizable entrada-salida. Tres componentes del sistema en las nuevas variables estan definidos. El cuarto elemento se escoge

$$\phi_1 = T_{cd8} - T^0_{cd8} \quad (15)$$

que cumple con los requisitos planteados en *(9)*. Finalmente el difeomorfismo obtenido es:

$$T(x) = \begin{bmatrix} T - T^0 \\ a(T^0 - T) - bTV \\ -(a + bV)\dot{T} - bT\dot{V} \\ T^0_{cd8} - T_{cd8} \end{bmatrix} \quad (16)$$

En las nuevas variables, el punto de equilibrio $(T^0, 0, 0, T_{cd8})$ es mapeado en *(0, 0, 0, 0)*.

La representación del sistema luego del cambio de variables es:

$$\begin{bmatrix} \dot{z}_1 \\ \dot{z}_2 \\ \dot{z}_3 \\ \dot{z}_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} z_2 \\ z_3 \\ \beta^{-1}(z)[u(t) - \alpha(z)] \\ -cz_4 + d(z_4 + T^0_{cd8})L(z) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{\xi} \\ \dot{\eta} \end{bmatrix} \quad (17)$$

$$L(z) = \frac{z_3 + z_2\left[a - \frac{(z_2 + az_1)}{(z_1 + T_0)}\right] + (\mu + \frac{k\gamma}{d})(z_2 + az_1)}{bk(z_1 + T^0)} \quad (18)$$

Se observa fácilmente que $z_4 = 0$ es un punto de equilibrio asintóticamente estable en las tres etapas de la infección. El sistema posee la propiedad de mínima fase. La parte "externa" del sistema será linealizada entonces por el control $u(t) = \beta(z)v + \alpha(z)$ donde:

$$v = c_0 z_1 + c_1 z_2 + c_2 z_3 \quad (19)$$

Finalmente el sistema controlado se escribe como:

$$\begin{bmatrix} \dot{z}_1 \\ \dot{z}_2 \\ \dot{z}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ c_0 & c_1 & c_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} z_1 \\ z_2 \\ z_3 \end{bmatrix} \quad (20)$$

$$\dot{z}_4 = -cz_4 + d(z_4 + T^0_{cd8})L(z)$$

La estabilidad del origen del sistema requiere que los autovalores de la matriz posean parte real negativa.

Teniendo en cuenta este requerimiento se eligen los valores de las constantes. A partir de la dinámica libre de la infección proporcionada por el modelo utilizado, se procede a aplicar el controlador no lineal *u(t)* en tres etapas de la infección:

1- Etapa inicial (*t=10* días).
2- Período asintomático (*t=300* días).
3- Etapa final (*t=3250* días)

En todos los casos el contralodor actúa durante idéntica cantidad de días *(190)*. Los parámetros utilizados son c_0=0.001 c_1 =31 y c_2=150.

Resultados

Para realizar las simulaciones del sistema controlado se utilizaron los parámetros y las condiciones iniciales indicados en las Tablas 1 y 2.

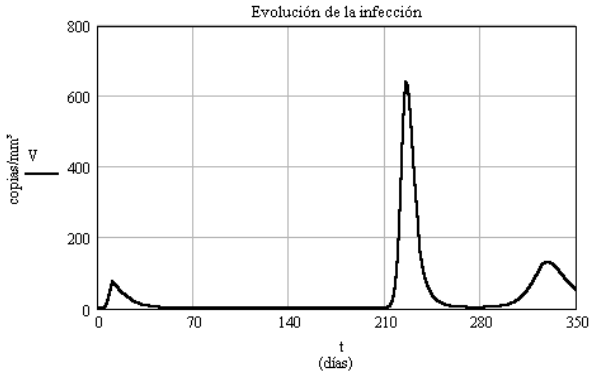


Figura 3: Etapa inicial. Evolución de la carga viral (sistema controlado) u(t)≠0 para 10 ≤ t ≤ 200 días.

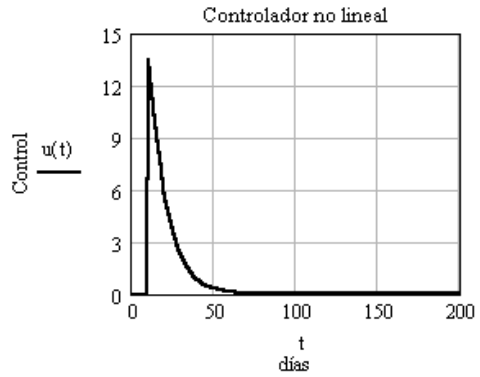


Figura 4: Magnitud de la función control u(t) aplicado en la etapa inicial de la infección.

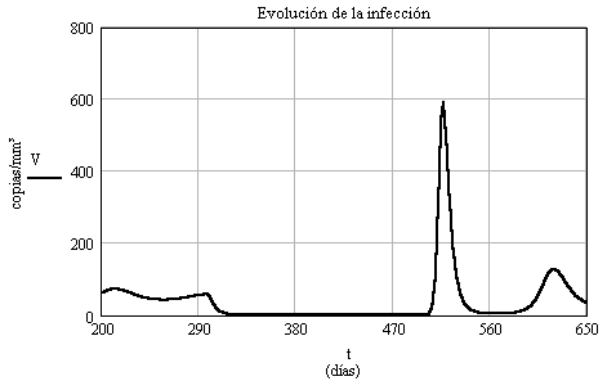


Figura 5: Período asintomático. Evolución de la carga viral (V) en el sistema controlado. u(t)≠0 para 300 ≤ t ≤ 490 días.

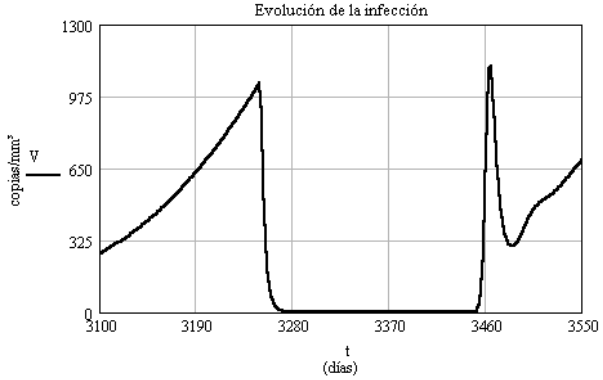


Figura 6: Etapa final. Evolución de la carga viral (V) en el sistema controlado. u(t)≠0 para 2250 ≤ t ≤ 3440 días.

El gráfico de la magnitud del control *u(t)* en los dos últimos casos se omite por ser similar al presentado en la Figura 4.

En la Tabla 3 se calcula la integral del control aplicado en cada caso, con el objetivo de conocer cualitativamente "la dosis" del fármaco antiretroviral necesaria para controlar la carga viral.

Tabla 3: Cuantificación del control.

Etapa de la Infección	$\int_{ti}^{tf} u(t)dt$
Inicial	*89.684*
Período asintomático	*15.296*
Etapa final	*34.214*

Discución

En los tres casos analizados, el controlador no lineal *u(t)* es efectivo, ya que reduce la carga viral a valores cercanos a cero durante los respectivos intervalos de aplicación. Del análisis cuantitativo del control, se observa que la "dosis" requerida es mayor en la etapa inicial. Esto se debe a que en este período el control debe hacer frente a la infección aguda, caracterizada por un rápido y elevado crecimiento de la carga viral. La menor dosis se obtiene de controlar el sistema en el período asintomático, caracterizado por un número reducido y estable de copias virales. Las simulaciones también muestran que es posible controlar el sistema en la etapa final de la infección.

Conclusiones

Una de las características más importantes del controlador presentado es que la magnitud del mismo (dosis) es proporcional a la cantidad presente de copias virales. La disminución de la carga viral implica una disminución proporcional del fármaco antirretroviral suministrado. Actualmente los tratamientos para combatir el HIV implican, dosis constantes y poseen severos efectos colaterales. Otro importante resultado obtenido es la variabilidad de la dosis necesaria con la etapa de la infección considerada. El aporte teórico presentado en este trabajo puede generar nuevas ideas y estrategias terapéuticas para el tratamiento de la infección por HIV.

Agradecimiento: este trabajo se realizó con el apoyo de la *Fundación Antorchas*, Buenos Aires, Argentina.

Referencias

[1] F. M. C. De Souza, Modeling the Dynamics of HIV-1 and CD4 and CD8 Lymphocytes*, IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 18, pp. 21-24, 1999.

[2] D. Kirschner, Using mathematics to understand HIV immune dynamics, *Notices Amer. Math. Soc*., pp. 191-202, 1996.

[3] F.L. Biafore, C.E. Lujan, C.E. D'Attellis, Modeling the interaction between HIV-1 and the Immune System, *WSEAS Trans. On Biology and Biomedicine*, Vol 1, Issue 1, pp. 11-14, 2004.

[4] A. Isidori, Nonlinear control, Springer, 1990.

SMOOTH MUSCLE ENERGY DISSIPATION IS MODULATED BY ACEI TREATMENT IN HUMAN HYPERTENSION

S. Graf*, F. M. Pessana*, D. Bia**, Y. Zocalo**, J. G. Barra*, D. Craiem*, R. L. Armentano*

*Universidad Favaloro, Buenos Aires, Argentina.
**Departamento de Fisiología, Facultad de Medicina, Universidad de la República, Uruguay.

e-mail: graf@favaloro.edu.ar

Abstract: The aim of this study was to evaluate the role of vascular smooth muscle energy dissipation (VSMED) in the human common carotid artery in normotensive (NT) and hypertensive patients with (TR) and without (HT) angiotensin converting enzyme inhibition treatment (ramipril). Arterial wall dynamics and frequency response were assessed using a transfer function (diameter/pressure) and a proposed index named filtering function (*FF*) tested in-vitro in harvested human arteries. VSMED was found to be greater in HT respect to NT, and remain near NT levels in TR. The *FF* recovery suggests that ramipril improves the wall buffering function and might exert a protective vascular action in HT, minimizing energy dissipation.

Keywords*:* human carotid wall, frequency-domain analysis, buffering function

Introduction

Arteries are essentially viscoelastic tubes and their main functions are to acts as conduits (blood delivery) and to buffer flow pulsation, imposed by the intermittently contracting heart [1]. Arterial wall viscosity, mainly related to vascular smooth muscle (VSM), is a source of energy dissipation. However, this apparent disadvantage could positively contribute to the arterial function.

A characterization of elastic, viscous and inertial properties of arteries has been proposed on the basis of invasive recordings of pressure and diameter pulses [2]. This characterization allows for the determination of the pressure-diameter hysteresis loop in conscious, chronically instrumented dogs. A parametric modeling-identification approach taking into account these viscoelastic properties and assessing simultaneously the arterial buffering function was discussed elsewhere [3].

Some in-vitro tests, employing static analysis, were previously performed to study the pressure and diameter relationships in human arteries [4-5]. However, to consider the complex behavior of the vascular wall, dynamic studies applying physiological pressure signals are required [6].

There is important evidence that in hypertensive patients the treatment with an angiotensin converting enzyme inhibitor (ACEI) has beneficial effects on arterial function [7]. We have demonstrated that both atenolol and ramipril improve arterial compliance [8]. However, only ramipril cause this effect independently of blood pressure reduction, supporting the idea that an ACEI might have specific effects on the properties of the vessel wall [8].

The aim of this study was to evaluate the role of the VSM energy dissipation of the human common carotid artery (CCA) in normotensive, hypertensive and ACEI treated hypertensive patients. A viscoelastic transfer function (diameter/pressure) and an adaptive model (tested in-vitro in harvested human arteries) were designed for the assessment of the arterial wall dynamics and frequency response.

Materials and Methods

Two different methodological approaches were employed: a) in-vitro pressure and diameter signal measurements in CCA segments obtained from multiorgan donors, and b) non-invasive pressure and diameter signal measurements in patients.

A. In vitro study

Seven CCA were procured with aseptic technique during multiple organ and tissue harvesting, under transplant program of Banco Nacional de Organos y Tejidos of Uruguay [9], from 7 donors in brain death condition. Donors age was 26-46 years (mean=30.5 years). The warm ischemia was 4-6 hours. The cold ischemia was in all cases 4 days. In each donor and after harvesting, both carotids (right and left) were washed with saline solution and stored at 4ºC.

Biomechanical test

For mechanical characterization, each arterial segment was mounted in a circulation mock [10]. A pressure microtransducer (1200 Hz frequency response, Konigsberg Instruments, Inc., Pasadena, CA) was inserted in the CCA through a stab wound. To measure arterial external diameter, a pair of ultrasonic crystals (5MHz, 2 mm diameter) was sutured to the adventitia of the vessel. The transit time of the ultrasonic signal (1580 m/s) was converted into distance by means of a sonomicrometer (1000 Hz frequency response, Triton Technology Inc. San Diego, CA). Optimal positioning of the dimensional gauges was assessed by an oscilloscope (model 465B, Tektronix). The pressure microtransducer has been previously calibrated using a

mercury manometer. Pressure and diameter signals were displayed in real time, digitized every 5 ms (12 bits, Lab PC 1200, National Instruments, Inc.) and stored for off-line analysis. In all cases the pump frequency or stretching rate was fixed at 1.2 Hz. The pump, Windkessel chamber and tubing resistance were regulated in order to generate an intravascular pressure similar to physiological conditions.

B. Non-invasive study

Twelve normotensive subjects (NT group, 50±13 years, 6 males, body mass index (bmi) 25±1 kg/m^2) and 24 patients with mild-to-moderate essential hypertension (HT group, blood systo/diastolic pressure between 140-179/90-109 mmHg) were included in the study (51±7 years, 6 males, bmi 27±3 kg/m^2, p<0.05). After a washout period of 4 weeks, 12 patients received the antihypertensive drug ramipril, an angiotensin converting enzyme inhibitor (5 mg/day), during 3 months (TR group). The remaining 12 hypertensives were assigned to HT group. All individuals gave informed consent for the investigative portion of the study according to the guidelines of the human investigation committee of the hospital.

Arterial diameter waveform and intima-media thickness

Echographic studies were performed with a real-time B-mode ultrasound imager (Hewlett-Packard Sono 1500). The left common carotid artery was examined with a 7.5 MHz probe, 3 cm before its bifurcation. The sound beam was adjusted perpendicular to the arterial surface of the far wall of the vessel to obtain two parallel echogenic lines corresponding to the lumen-intima and media-adventitia interfaces. Once the two parallel echogenic lines of the far wall were clearly visible on the monitor, along at least 1 cm of the segment to measure, two kinds of image acquisition were performed. These were 1) a fixed image (end-diastolic ECG triggering) to assess intima-media thickness (IMT); and 2) a sequence of images to determine the instantaneous waveform of arterial diameter. Images were digitized into 640×580 pixels with 256 gray levels and analyzed off-line with an appropriate software (Iôtec System, Paris, France). Images analysis involved an automatic detection of the anterior and posterior walls interfaces [11].

Arterial pressure waveform

Carotid arterial pressure wave was recorded at the same measurement point of the carotid diameter waveform by mean of a tonometer (Millar Inc). The instantaneous pressure waveforms of four cardiac cycles were digitized every 1 ms and the signal average was calculated. The pressure signal was calibrated by assigning the diastolic pressure measured by brachial sphygmomanometry to the minimum value, and the mean pressure, calculated from the sphygmomanometric values as a $^1/_3$ of pulse pressure plus diastolic pressure, to the average. We assume that mean pressure did not change in large conduit arteries and that the diastolic pressure (as opposed to the systolic pressure) did not substantially differ between brachial and carotid artery.

C. Data analysis

A computerized procedure was used to determine the pressure-diameter loops and to calculate the mechanical parameters using an original system developed in our laboratory [2,3]. Both, in-vitro and non-invasive pressure and diameter waveforms were interpolated in time in order to obtain the same number of data points allowing calculation of the averaged cardiac cycle. Once a single beat was obtained, the linear autoregressive with exogenous input model (ARX) was used to fit the data. The general discrete time ARX model is given by:

$$D[k] = -\sum_{j=1}^{n_y} a_j D[k-j] + \sum_{i=0}^{n_x} b_i P[k-i] \qquad (1)$$

where D is the estimated diameter, P the arterial pressure, a_j and b_i are the coefficients to be estimated from the measured data. The value of n_x and n_y defines the model order.

As a special case of the general model (1) we considered the general third order model. This model was chosen as the mean order model using the Akaike information criterion (AIC) statistic [12] over the whole population. Considering the estimated coefficient $\{a_j, j=1,...,3\}$ and $\{b_i, i=0,...,3\}$ the general transfer function in the z-transform domain is:

$$H(z) = \frac{D(z)}{P(z)} = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} + b_3 z^{-3}}{1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + a_3 z^{-3}} \qquad (2)$$

The inverse bilinear transformation was applied to (2) in order to obtain a continuous transfer function (from the z-plane to the s-plane):

$$H_1(s) = \frac{m_3 s^3 + m_2 s^2 + m_1 s + m_0}{n_3 s^3 + n_2 s^2 + n_1 s + n_0} \qquad (3)$$

The third order model, within the physiological range, does not present differences if the highest frequency pole and zero are eliminated (m_3 and n_3). The model reduction is then:

$$H_2(s) = \frac{m_2 s^2 + m_1 s + m_0}{n_2 s^2 + n_1 s + n_0} \qquad (4)$$

From this model, creep time constant (τ_C) was derived from the dominant polo and stress relaxation time (τ_{SR}) was calculated from the first zero.

To give physiological meanings to the coefficients, the zeroes are discarded:

$$H_3(s) = \frac{m_0}{n_2 s^2 + n_1 s + n_0} \qquad (5)$$

In the continuous time domain, the model is better understood and a physical meaning can be given to the

model coefficients. These coefficients are related to a linear time invariance ordinary differential equation.

Assuming a second order differential equation to characterize the wall dynamics, the frequency response would be [13]:

$$H_3(s) = \frac{D(s)}{P(s)} = \frac{1}{Ms^2 + \eta s + E} \quad (6)$$

From (5) and (6) we resume the elastic index (E=n_0/m_0), viscous index (η=n_1/m_0) and inertial index (M=n_2/m_0).

Figure 1 shows the relationship between (3), (4) and (5) that reinforces our wall transfer function approximation. In this figure, we can observe the frequency response of the ARX model given by (3), i.e., $H_1(\omega)$, frequency response of the second order system $H_2(\omega)$ and frequency response of the arterial wall $H_3(\omega)$, applied to the in-vitro signals.

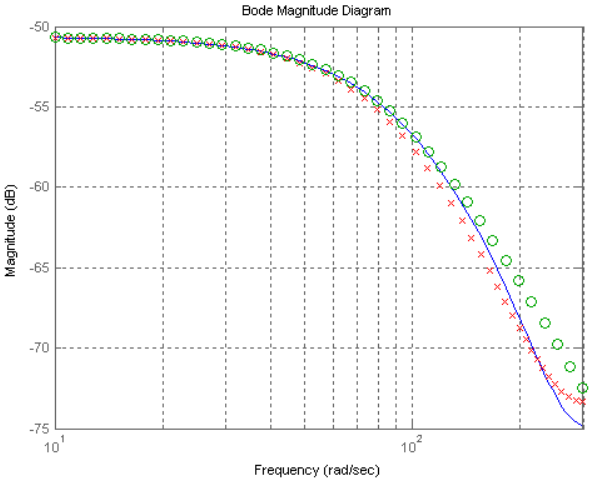


Figure 1. Absolute Bode plot (solid line) of the third order approximation $H_1(\omega)$, absolute Bode plot (circles) of the second order approximation $H_2(\omega)$, absolute Bode plot (cross line) of the physiological model $H_3(\omega)$.

The arterial wall, modeled as a second order mechanical system, could be associated to a low-pass filter, whose cutoff frequencies (f_{C1} and f_{C2}) were calculated as [13]:

$$f_{C_{1,2}}(\text{second order system}) = \frac{\frac{\eta}{2 \cdot M} \pm \sqrt{\left(\frac{\eta}{2 \cdot M}\right)^2 - \frac{E}{M}}}{2\pi}$$

Assuming that f_{C2} (related to inertial effects) is larger than f_{C1}, and it is outside the physiological range, we can accept that a first order system may be enough to represent the arterial wall mechanics . Supporting these conditions, the dynamic range of the filter is governed by:

$$f_C(\text{first order system}) = \frac{1}{2\pi} \cdot \frac{E}{\eta}$$

assuming an ideal low-pass filter with 1/E flat amplitude in the pass band.

To evaluate different conditions we propose also an unique index named filtering function (*FF*), based in this first order model as:

$$FF = \frac{\left(\frac{1}{E}\right)}{f_C} = \frac{\eta}{E^2}$$

The viscosity energy dissipation (Wv) was computed as [14]:

$$Wv = 0.5 \cdot \omega^2 \cdot Dm \cdot \eta$$

D. Statistical Analysis

All data are reported as mean±SD. Arterial parameters between groups were analyzed by using unpaired Student *t*-test. Differences were considered significant at a value of p<0.05

Results

Table 1 shows the pressure and diameter values registered during in-vitro experiments and non-invasive studies. Note that all groups were observed with same frequency levels, ensuring isofrequency analysis.

IMT values in HT were higher (0.76±0.03, p<0.05) than NT group (0.64±0.06) and remain constant during TR (0.72±0.15). Table 2 shows the non-invasive and the in-vitro biomechanical parameters.

Table 1: Hemodynamic carotid values

	NT group (n=12)	HT group (n=12)	TR group (n=12)	In-vitro (n=7)
SP	104±14	144±17*	129±15*†	112±7
DP	65±8	87±8*	83±12*	60±9
MP	83±8	112±9*	103±10*†	84±6
SD	8.08±0.72	9.00±1.06*	7.82±0.69†	9.71±2.07
DD	7.65±0.75	8.65±1.04*	7.46±0.64†	9.20±1.92
MD	7.86±0.73	8.83±1.05*	7.64±0.66†	9.45±1.98
HR	1.0±0.2	1.1±0.2	1.2±0.2	1.2±0.4

SP, DP, MP: systolic, diastolic and mean pressure (mmHg); SD, DD, MD: systolic, diastolic and mean diameter (mm); HR: heart rate (Hz). p<0.05: * vs NT; † vs HT

Table 2: Biomechanical parameters

	NT group (n=12)	HT group (n=12)	TR group (n=12)	In-vitro (n=7)
E	98±31	175±41*	129±51†	114±42
η	7.2±3.2	12.4±3.6*	9.4±3.4†	2.5±0.8
M	34±32	52±35	24±13†	1.6±0.4
Wv	8.2±4.3	22.8±9.7*	14.5±5.2*†	8.8±2.0
τ_c	6±2	6±2	6±4	2±1
τ_{SR}	25±10	26±14	16±10*†	5±3
f_C	2.5±1.3	2.6±1.4	2.2±0.8	7.5±2.4
FF	9±5	5±4*	9±6†	3±2

E, η and M: elastic (mmHg/mm), viscous (mmHg·s/mm) and inertial (10^{-2} mmHg·s^2/mm) indexes; Wv: viscosity energy (10^2 mmHg/s). τ_c and τ_{SR}: creep (10^{-2} s) and stress relaxation (10^{-3} s) time constants; f_C: cutoff frequency (Hz); FF: filtering function (10^{-4} mm·s/mmHg). p<0.05: * vs NT; † vs HT

Discussion

An original system modeling-identification approach is presented for evaluating the carotid artery wall mechanics and frequency response in humans.

The adaptive procedure was tested in-vitro in harvested human carotid arteries mounted in a circulation mock [10]. An initial third order model was chosen. A low pass response was observed in the transfer function, representing the compliant response of the arterial wall in frequency domain. The arterial wall can be represented by three main indexes that characterize its elastic, viscous and inertial behavior respectively. Accordingly, a second order reduction was tested to reduce the order model. Finally, the numerator coefficients were neglected to preserve the physiological correlation of its second order differential equation more suitable for clinical purpose. The frequency response of the three transfer functions tested in vitro did not show differences in the physiological ranges.

Using the same adaptive procedure, a non-invasive study with a previously validated methodology [11] was also performed in normal subjects, and in hypertensive patients with and without antihypertensive ACEI drug treatment. Our main findings regarding carotid wall dynamics were: first, clinical biomechanical parameters were close to those obtained during in-vitro experiments; second, hypertensive patients presented elastic and viscous indexes significantly greater than normotensive subjects, as well as increased *Wv* values; third, ramipril decreased significantly *Wv*, and reduced the elastic, viscous and inertial indexes when comparing TR and HT groups.

In addition, dynamic range evaluated by f_C, did not show significant differences in NT, HT and TR groups. We also proposed a filtering function index (*FF*), which takes into account elastic and viscous moduli, together with the dynamic range f_C, that allows us to analyze the carotid wall mechanics in terms of the following filtering concept. The transfer function amplitude is associated with the compliant ability of the carotid wall. In normal condition and up to f_C (dynamic range), the band-pass is mainly governed by the elastic behavior ($1/E$), clearly represented in the frequency response scheme. Above f_C, viscous effects induce a frequency corner in the transfer function response. In the carotid wall η represents a protecting role, as a dissipation term for high pulsatile components. *FF* was found to be significantly reduced in HT respect to NT, and similar to NT after ramipril.

Conclusion

The study suggests that during HT, VSM could play a central role in the local protection of the arterial wall, manifested in the beat-to-beat energy dissipation, maintaining f_C. In TR, in spite of the unchanged IMT, η modulates f_C modifying the VSM energy dissipation to remain near NT levels by increasing VSM stress relaxation. The *FF* recovery suggests that ramipril improves the wall buffering function and might exert a protective vascular action in HT, minimizing energy dissipation

References

[1] O'Rourke MF. *Arterial Function in Health and Disease*. Edinburgh, UK: Churchill Livingstone, 1982.

[2] Armentano RL, Barra JG, Levenson J, Simon A, Pichel RH. Arterial wall mechanics in conscious dogs: assessment of viscous, inertial, and elastic moduli to characterize the aortic wall behavior. *Circ Res* 76: 468-78, 1995.

[3] Gamero LG, Armentano RL, Barra JG, Simon A, Levenson J. Identification of arterial wall dynamics in conscious dogs. *Exp Physiology* 86: 519-528, 2001.

[4] Blondel WCPM, Lehalle B, Maurice G, Wang X, Stoltz JF. Rheological properties of fresh and cryopreserved human arteries tested in vitro. *Rheologica Acta* 39: 461-468, 2000.

[5] Gournier JP, Adham M, Favre JP, Raba M, et al. Mechanical characteristics of fresh and frozen human descending thoracic aorta. *J Surg Res* 64: 32-34, 1996.

[6] Yin FCP, Chew PH, Zeger SL. An approach to quantification of biaxial tissue stress-strain data. *J Biomech* 19: 27-37, 1986.

[7] Savolainen A, Keto P, Poutanen V, Hekali P, Standertskjold-Nordenstam CG, Rames A, Kupari M. Effects of angiotensin converting enzyme inhibition versus β adrenergic blockade on aortic stiffness in essential hypertension. *J Cardiovasc Pharmacol* 27: 99-104, 1996.

[8] Armentano R, Graf S, Ramírez A, Diego Espinosa J, Brandani L, Baglivo H, Sánchez R. Mechanical vs intrinsic component in the improvement of brachial arterial compliance: comparison of the effects of atenolol vs ramipril in hypertensive patients. *Medicina* (B Aires) 61: 535-540, 2001.

[9] Alvarez I, Saldías M, Wodowoz O, Pérez Campos H, Machin D, Silva W, Sueta P, Pérez N, Acosta M. Progress of national multi-tissue bank in Uruguay in the international atomic energy agency (IAEA) tissue banking programme". *Cell and Tissue Banking* 4: 173-178, 2003.

[10] Cabrera Fischer EI, Armentano RL, Pessana FM, Graf S, Romero L, Christen AI, Simon A, Levenson J. Endothelium-dependent arterial wall tone elasticity modulated by blood viscosity. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 282: 389-394, 2002.

[11] Graf S, Gariepy Jerome, Massoneau M, Armentano RL, Masour S, Barra JG, Simon A, Levenson J. Experimental and clinical validation of arterial diameter waveform and intimal media thickness obtained from B-mode ultrasound images processing. *Ultrasound Med Biol* 25: 1353-1363, 1999.

[12] Akaike H. Fitting autoregressive models for prediction. *Ann Inst Stat Math* 21: 243-247, 1969.

[13] Peterson LH, Jensen RE, Parnell J. Mechanical properties of arteries in vivo. *Circ Res* 8: 622-639, 1960.

[14] Midoux N. Réponse transitoire des corps viscoélastiques. Paris: Tec & Doc-Lavoisier: 114-117, 1993.

PROPRIEDADES MECÂNICAS DE TENDÃO ANIMAL OBTIDAS POR SENSOR TELEMÉTRICO INJETÁVEL

Sérgio Francisco Pichorim e Paulo José Abatti

CEFET-PR / CPGEI / DAELN, Curitiba, Paraná, Brasil

e-mail: pichorim@cefetpr.br

Abstract: A passive and injectable biotelemetric sensor for muscular force (or displacement) measurement has been developed. The term injectable is related to a new process of implantation where the device is introduced into the body (tendon) by a hypodermic needle. The sensor (about 2.1 x 28 mm) is a LC circuit, where the value of the resonance frequency is modulated by force or displacement. For tests in biological tissue the sensor was injected into a digital extensor tendon of pig, allowing the plotting of the curve stress-strain of the tendon. Practical results of these tests are presented and discussed.

***Palavras Chaves*: Biotelemetria, Sensor injetável e passivo, Força muscular, Módulo de Young, Tendão.**

Introdução

Tendões de animais, em especial porcos, coelhos e cavalos, têm sido utilizados em estudos para a avaliação de propriedades mecânicas e de comportamento dinâmico (deformação ou *creep*) deste tecido. Estas informações experimentais são utilizadas para estimar a deformação dinâmica do tendão de Aquiles em humanos durante longos esforços, como por exemplo, a corrida da Maratona [1]. Para tal, é importante determinar os valores de tensão mecânica, alongamento e módulo de Young dos tendões. A razão entre a força de tração aplicada e a área da seção transversal do tendão determina a tensão mecânica sofrida pelo tecido, e o módulo de Young é determinado pela inclinação da curva do diagrama tensão-deformação do tendão.

Para a medição de força muscular *in vivo* sensores têm sido implantados diretamente no tendão do músculo que se deseja avaliar. Jansen *et al.* implantaram *strain gages* de metal líquido em pôneis [2]. Roberts *et al.*, com o objetivo de medir o trabalho mecânico no músculo gastrocnêmio de perus durante corrida, implantaram cirurgicamente *strains gages* (colados na parte calcificada do tendão) e sonomicrômetros no tendão e no músculo, para registro da força e do comprimento das fibras, respectivamente [3]. Recentemente, *strain gages* metálicos montados em estrutura de aço inoxidável foram implantados nos tendões plantaris e gastrocnêmios, para a medição de força muscular em cangurus [4]. Nestes experimentos os terminais dos sensores traspassavam a pele do animal, podendo causar infecções no local. Para evitar este problema e também riscos de microchoques é recomendado que a comunicação entre a unidade implantada e o meio externo, através da pele (trancutânea), não seja feita diretamente por fios ou cabos elétricos. A comunicação eletromagnética é sempre indicada [5].

Dentre os sistemas telemétricos transcutâneos, aqueles que utilizam unidades que podem ser injetadas diretamente no corpo, via uma agulha hipodérmica, têm como vantagem a rapidez de implantação, pois não necessitam de intervenção cirúrgica, e a recuperação do paciente é quase imediata. Identificadores de animais (*transponders)* são exemplos de dispositivos que podem ser injetados em seres vivos e que realizam comunicação transcutânea por radiofreqüência (RF). Estes dispositivos não trabalham com baterias internas, assim recebem energia e também sinais de comunicação via acoplamento indutivo. O tamanho (diâmetro de 2,1 mm e comprimento entre 10 e 31,5 mm) permite sua injeção via uma agulha hipodérmica número 12. Todos são encapsulados em material biocompatível e são constituídos de antena de ativação (bobina com núcleo de ferrite), capacitor (que junto com a bobina determina a freqüência de ressonância), e circuito eletrônico integrado [6].

O objetivo deste trabalho é apresentar um sensor telemétrico injetável para a medição de força muscular ou deformação em tendão. Através da medição da freqüência de ressonância do sensor injetado, pode-se conhecer a deformação sofrida pelo tecido biológico. O sensor foi injetado em um tendão extensor digital de porco, onde foi possível levantar a curva de tensão-deformação e determinar o módulo de Young deste tecido.

Materiais e Métodos

O sensor telemétrico injetável (STI) foi idealizado para trabalhar de forma passiva (sem baterias internas), com poucos componentes e com dimensões reduzidas, para que pudesse ser injetado diretamente no corpo. Este sensor, encapsulado em material biocompatível (borracha de silicone), é composto de um capacitor e um indutor cuja freqüência de ressonância (*fo*) é modulada em função da força de tração (ou deslocamento) aplicada sobre seu eixo longitudinal. Esta modulação é realizada pela mudança da indutância através do movimento de um núcleo de ferrite móvel próximo ao

indutor. A transmissão mecânica até o núcleo móvel acontece via quatro âncoras de Cromo-Níquel (CrNi) localizadas nas extremidades do sensor (ver figura 1). A força aplicada é convertida em um deslocamento ou deformação (*strain*) pelo efeito elástico do silicone ou pela elasticidade do tecido (tendão) onde o sensor está fixado (semelhante a um *strain gage*).

A injeção do STI é realizada com uma agulha hipodérmica comercial, destinada para injeção de *transponder*, que tem um diâmetro interno de 2,25 mm. Portanto, o STI deve ter um diâmetro externo máximo de 2,15 mm. Outro fator limitante imposto pela agulha hipodérmica é o comprimento máximo do STI em 30 mm, devido à excursão total do êmbolo de injeção. O STI foi montado dentro de um tubo 100% silicone biocompatível (grau farmacêutico), com diâmetro externo de 2,0 mm e diâmetro interno de 1,35 mm. Como o tubo é expansível, o diâmetro final de até 1,5 mm dos componentes e circuitos internos é permitido. Este valor foi o fator principal para a definição e escolha do capacitor, do indutor e do núcleo móvel. A figura 1 apresenta o desenho mecânico final do STI.

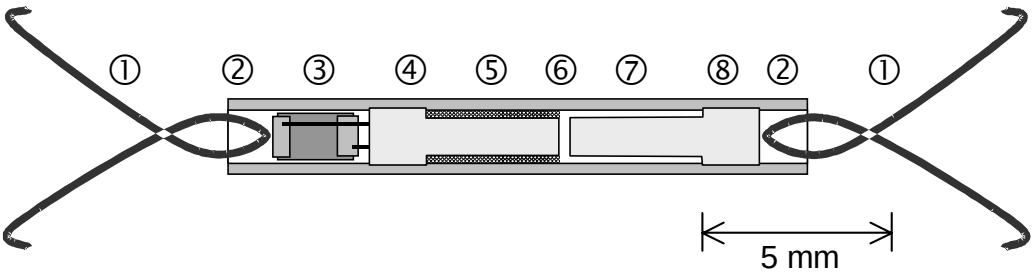


Figura 1: Desenho do sensor telemétrico injetável (STI) em escala aproximada 5:1. ①Âncoras de fixação no tecido. ②Cola entre âncoras e tubo de silicone. ③Capacitor tipo SMD. ④Núcleo do indutor. ⑤Enrolamento do indutor. ⑥Espaço livre. ⑦Núcleo móvel. ⑧Fixação do núcleo móvel às âncoras e ao tubo de silicone.

Para o núcleo do indutor foi utilizado um bastão de ferrite cilíndrico (diâmetro de 1,65 mm e comprimento de 5 mm) com permeabilidade magnética de 5000. Como o diâmetro do ferrite era superior ao limite acima estabelecido foi necessário tornear a peça para redução de tamanho. Com um fio 40 AWG (38 μm de raio) enrolado em camada dupla, definiu-se um diâmetro de 1,1 mm para o núcleo. Assim, incluindo-se a cola, o indutor fica com um diâmetro total inferior ao limite de 1,5 mm. Um último fator é a definição do número de espiras, que deve ser feito em conjunto com a escolha do capacitor. Como não existe uma gama muito grande de valores comerciais, a partir de um valor predefinido do capacitor, deve-se fazer um ajuste da indutância (*L*) através do número de espiras para que a *fo* do circuito fique na faixa de resposta do sistema externo de leitura [7,8]. Para o núcleo móvel do sensor, o mesmo bastão de ferrite citado acima foi utilizado. Este também foi torneado para redução do diâmetro. Para evitar problemas de histerese mecânica (atrito entre o núcleo móvel e o tubo de silicone), uma pequena folga deve ser mantida entre estas duas partes. Assim, o diâmetro do núcleo deve ser igual ou menor que 1,3 mm, facilitando seu movimento.

As âncoras de fixação foram construídas com fio de Cromo-Níquel (CrNi) inoxidável (utilizado em odontologia) com 0,30 mm de diâmetro. Este apresenta as características desejadas de flexibilidade, maleabilidade e biocompatibilidade. As âncoras são flexíveis de forma a se retraírem quando o STI está dentro da agulha. Quando o STI é empurrado para fora da agulha pelo êmbolo, pequenos pés de cerca de 1 mm são cravados no tecido perpendicularmente à direção da aplicação, em sentidos opostos. A elasticidade do fio metálico mantém o STI ancorado ao tecido. Toda a variação de força e/ou deslocamento que ocorrer com o tecido será transmitida de igual maneira, através destas âncoras, para o corpo do sensor.

O indutor foi enrolado com 70 espiras em camada dupla (comprimento final do enrolamento de 3,5 mm) e uma indutância (*L*) de 14,5 μH foi medida. Um capacitor de 18,5 nF era necessário para a sintonia na máxima freqüência do sistema, assim foi utilizado o valor 22 nF (2 mm x 1,25 mm) que era disponível comercialmente. Para o circuito LC montado, uma freqüência de ressonância de 299 kHz foi medida. O capacitor ocupou um comprimento de 3 mm, incluindo os pontos de soldagem e colagem. Um espaço de 0,1 mm foi deixado entre o núcleo móvel e o indutor para permitir o trabalho elástico do tubo de silicone (ver número 6 na figura 1). Com a presença do núcleo móvel próximo ao indutor, o valor de *fo* em repouso ficou em 277 kHz. Todo o circuito ocupou cerca de 14 mm. Com a colagem das âncoras de fixação, todo o sensor apresentou um comprimento total de 28 mm.

O sistema externo para a leitura da freqüência de ressonância (*fo*) do STI é composto de quatro partes: circuito de excitação, um conjunto de bobinas de comunicação para acoplamento magnético, circuito de recepção, e processador para cálculo do valor de *fo* e obtenção das propriedades mecânicas do tendão [8,9].

Resultados

Para os ensaios de tração um arranjo de alavanca foi utilizado como multiplicador de força (figura 2). Massas *M* conhecidas em várias posições *N* (de 1 a 10) alteram a força de tração. O valor total da força *F* aplicada ao

tendão pode ser calculado por $F = (0,8+N.M).g$, onde 0,8 kg é o equivalente da massa da alavanca (0,16 kg) no seu centro de massa (5.*x*), e *g* é a aceleração da gravidade local (9,7876 m/s^2). Inicialmente, para testes *in vitro* e calibração do sistema, o STI foi injetado em uma mangueira de silicone (diâmetro externo de 5 mm e 3 mm de diâmetro interno) com propriedades elásticas conhecidas, simulando desta forma a injeção do sensor em tendão muscular. Através do sistema externo de leitura, com afastamento de 8 mm do sensor, a freqüência de ressonância *fo* foi medida para cargas de 0 a 1,06 N aplicadas à mangueira de silicone. Estas cargas foram aferidas através de uma balança eletrônica de precisão (OHAUS AS200, resolução de 0,1 mg).

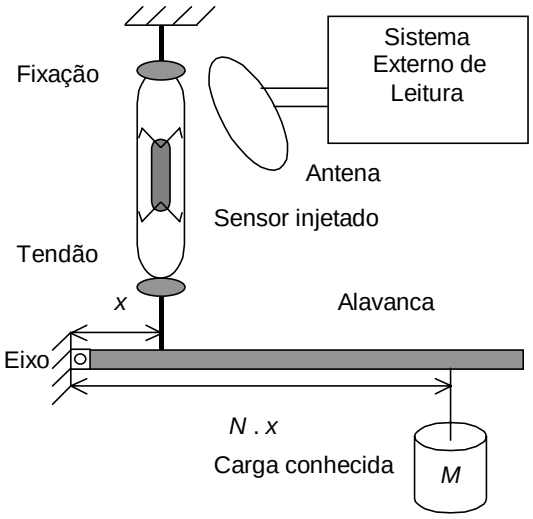


Figura 2: Sistema de alavanca para realização do teste de tração no tendão. Comprimento da alavanca de 10.*x*.

Os pontos na figura 3 mostram a relação entre as forças aplicadas e os valores de *fo* obtidos neste experimento. Com a regressão linear destes pontos (correlação de 0,9993), uma sensibilidade, para a grandeza força, de 11,517 kHz/N foi então obtida. Um ensaio mecânico específico definiu a constante de elasticidade (*k*) da mangueira de silicone de 1,543 N/mm (comprimento de 28 mm, igual à distância de fixação das âncoras nas suas paredes). Assim, pôde-se determinar o deslocamento de 0,69 mm no núcleo móvel para a carga de 1,06 N e a sensibilidade do STI ao deslocamento, ou seja, 17,77 kHz/mm.

O teste do STI em tecido biológico foi realizado em tendão extensor digital (dedo III) de porco. As patas dianteiras do animal foram obtidas de um abatedouro local poucas horas após seu abate. Os tendões extensores foram então dissecados e os tecidos estranhos removidos. Cada tendão foi removido mantendo-se uma pequena porção da musculatura na parte superior e uma parte da junção óssea na parte inferior. Durante o procedimento, o tendão era sempre mantido umedecido com solução fisiológica (0,9% de NaCl) em temperatura ambiente. As amostras foram armazenadas em solução fisiológica e congeladas em um *freezer* convencional, até a realização do teste de tração. Antes do início dos testes, as amostras congeladas foram mergulhadas em solução fisiológica, em temperatura ambiente, por 4 horas. Ressalta-se que este procedimento já foi utilizado e encontra-se descrito em detalhes na literatura [1,10].

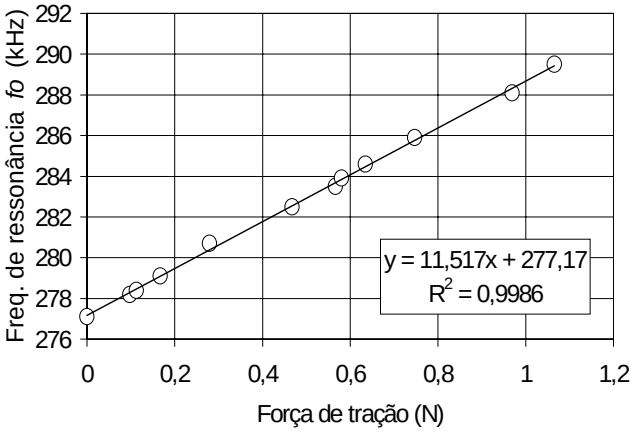


Figura 3: Teste de tração *in vitro* do sensor injetado em uma mangueira de silicone. Os pontos são os valores de *fo* medidos pelo sistema externo.

Para expressar a carga aplicada sobre o tendão em valores de tensão (MPa), a área da seção transversal do tendão deve ser medida. Para tal, mediu-se o volume do tendão em uma proveta de 5 ml (resolução 0,1 ml), e o comprimento do tendão com paquímetro. A área foi então calculada dividindo-se o volume pelo comprimento, resultando um valor médio de 9,52 mm^2, em conformidade com o valor de 10,9 ± 2,7 mm^2 descrito na literatura [1].

A parte superior do tendão foi seca e fixada por um sistema de parafuso e dois pequenos discos, um guia transversal mantinha os discos paralelos [10]. Para evitar o escorregamento do tendão as superfícies internas destes discos tinham pequenas ranhuras. Para se trabalhar com níveis mais elevados de força de tração, uma cola a base de cianoacrilato foi aplicada entre o tendão e os discos de fixação. Esta solução reduziu drasticamente o efeito do escorregamento do tendão para altas cargas [10]. Para se obter uma resposta estável, a amostra foi pré-condicionada por um intervalo de 1 minuto sob uma carga constante de aproximadamente 10 N. Após o condicionamento, sempre mantendo o tendão umedecido com solução fisiológica, o sensor foi injetado no tendão.

Com massas de 315 e 835 g, forças de até 90 N foram aplicadas ao tendão, e as freqüências *fo* do STI foram medidas. Uma vez conhecido o comportamento da freqüência *fo* do STI em função de sua deformação sofrida (17,77 kHz/mm), pode-se determinar a deformação específica (ε) sofrida pelo tendão em cada tensão (σ) ou carga aplicada. Assim, foi possível compor o diagrama tensão-deformação do tendão, conforme é visto na figura 4. Na região mais linear da curva, excluindo-se os dois primeiros pontos, um módulo de Young de 0,9915 GPa (correlação 0,9651) foi determinado. Ressalta-se que este valor é superior ao

valor 0,64 ± 0,13 GPa encontrado por De Zee *et al.* [1]. Isto indica que o tendão analisado mostrou-se um pouco mais rígido do que os que foram objetos de publicações anteriores. As razões para esta discrepância podem, entre outras coisas, ser função do tratamento dado ao tendão (que aqui pode ter sido ligeiramente diferente do proposto na literatura), a idade, a raça e o acondicionamento do porco, ou do próprio sistema de injeção e leitura. De qualquer forma, os resultados foram da mesma ordem de grandeza, indicando que o sistema desenvolvido é apropriado para a medição direta de deformação em tendões.

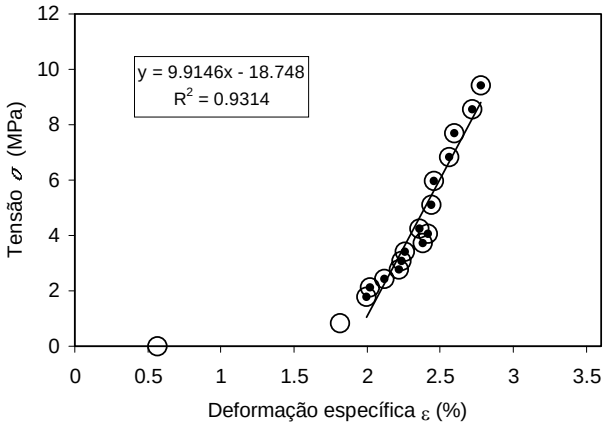


Figura 4: Diagrama tensão-deformação do tendão extensor obtido pelo sistema telemétrico proposto.

Discussão e Conclusão

O processo de injeção do sensor, tanto na mangueira de silicone como no próprio tendão, não apresentou dificuldades. No entanto, é importante ressaltar que, para o correto posicionamento das âncoras de fixação no tecido biológico, o êmbolo do aplicador deve ser empurrado até a saída da primeira âncora. Após, o aplicador deve ser puxado para fora do corpo ao mesmo tempo em que o êmbolo é empurrado. Isto tudo para que a primeira âncora permaneça parada no ponto inicial de fixação no tecido.

Os testes *in vitro* de tração do STI apresentaram uma sensibilidade de 11,517 kHz/N e correlação de 0,9993. Esta boa linearidade, para deformações de até 0,69 mm ou 2,46%, possibilitou relacionar a freqüência de ressonância *fo* com a deformação específica ε, necessária para o levantamento do diagrama tensão-deformação no teste com o tendão. Isto indica que o sistema telemétrico proposto pode ser utilizado para medições de tendão *in vivo*.

Apesar da pequena discrepância observada no valor do módulo de Young obtido na prática (0,9915 GPa) em relação ao valor apresentado na literatura (entre 0,51 e 0,77 GPa), para o tendão extensor digital, os valores medidos de deformação específica, na faixa de 2 a 3%, para tensões aplicadas de 2 a 10 MPa, estão de acordo com o apresentado por De Zee *et al.* [1].

Os tendões de animais vertebrados são notavelmente uniformes em suas propriedades. Para tendões humanos, o módulo de Young varia de 0,45 a 1,2 GPa, para tensões de 2 a 24 MPa, respectivamente. Além disso, testes com tendões de indivíduos com diferentes idades mostraram que o módulo de Young é mais elevado para tendões mais velhos. Por exemplo, no nascimento, os tendões digitais flexores e extensores de porcos têm propriedades mecânicas idênticas, exibindo alta extensibilidade, alta histerese mecânica e baixa elasticidade [9].

Conhecidas as propriedades elásticas do tendão pode-se calibrar o sistema proposto para registrar (*in vivo*) as forças musculares geradas [3]. A formação de cápsula de fibrose sobre o sensor quando em aplicações *in vivo* ainda deverá ser investigada, e uma avaliação do grau de comprometimento deste efeito biológico sobre a técnica de medição proposta deve ser realizada.

Referências

[1] DE ZEE M., F. BOJSEN-MOLLER, M. VOIGT, "Dynamic viscoelastic behavior of lower extremity tendons during simulated running", *Jour. Appl. Physiol*., v. 89, p. 1352–1359, 2000.

[2] JANSEN M.O., BOGERT A.J.V.D., RIEMERSMA D.J., SCHAMHARDT H.C., "In vivo tendon forces in the forelimb of ponies at the walk, validated by ground reaction force measurements", *Acta Anat*., v. 146, p. 162-167, 1993.

[3] ROBERTS T.J., R.L. MARSH, P.G. WEYAND, C.R. TAYLOR, "Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work", *Science*, v. 275, p. 1113-1115, feb. 1997.

[4] BIEWENER A., D.D. KONIECZYNSKI, R.V. BAUDINETTE, "In vivo muscle force-length behavior during steady-speed hopping in tammar wallabies", *Jour. Experim. Biol.*, n. 2001, p. 1681-1694, 1998.

[5] SOMA M., D.C. GALBRAITH, R.L. WHITE, "Radio frequency coils in implantable devices: misalignment analysis and design procedure", *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, v. 34, p. 276-282, 1987.

[6] ARTMAN R., "Electronic identification systems: state of the art and their further development", *Comp. & Electr. in Agricult*., v. 24, n. 1-2, p. 5-26, 1999.

[7] PICHORIM S.F., ABATI P.J., "Telemetria de força muscular com sensor injetável", *Memórias SABI 2003*, Córdoba, Argentina, 2003, p. 73, (CDROM).

[8] PICHORIM S.F., OLIVEIRA R.J.F., ABATTI P.J., "Development of a telemetric system employing a passive force sensor and a resonance frequency detector with intelligent sweeping", *Sensors & Transducers*, v. 39, n. 1, p. 121-127, jan. 2004.

[9] PICHORIM S.F., *Sistema biotelemétrico passivo utilizando microunidade injetável em tendão para medição de força muscular*, Curitiba: CEFET-PR, (Tese de doutorado n. 3), 2003.

[10] REVEL G.M., SCALISE A., SCALISE L., "Measurement of stress-strain and vibrational properties of tendons", *Meas. Sci. Technol.*, v. 14, p. 1427-1436, 2003.

MAPAS DE KOHONEN NA DETECÇÃO DE EVENTOS EPILEPTOGÊNICOS

F.A.Sala, F.M. de Azevedo, F.I.M.Argoud

Universidade Federal de Santa Catarina – UFSC
Departamento de Engenharia Elétrica – EEL - CTC
Florianópolis – SC, Brasil

e-mail:felipesala@ieb.ufsc.br

Abstract: **This paper presents a computer system to detect automatically epileptogenic events, aiming to support the detection of Epilepsy. The system is based on Self-Organizing Maps of Kohonen. As a training set, 20 normal background activity patterns, 40 epileptogenic event patterns, 20 blinking patterns and 20 noise patterns were used. The networks were trained individually, however the output of the system is formed by the union of these networks outputs. Tests were carried out on 150 patterns, of which 60 are epileptogenic events, showed a sensibility of 70,3% and specificity of 69,9%.**
***Key-Words*: Artificial Neural Networks, Self-Organizing Maps, Automatic Detection, Epilepsy.**

Introdução

No diagnóstico de Epilepsia utiliza-se amplamente a análise visual de sinais de Eletroencefalograma (EEG), nos quais podem ser encontrados eventos que são fortemente relacionados a foco epiléptico, chamados de *eventos epileptogênicos*. É importante ressaltar que esta análise visual é um processo bastante lento e cansativo, já que os EEGers (especialistas em análise de Eletroencefalografia) devem revisar atentamente dezenas, às vezes centenas (dependendo da duração total do exame), de páginas impressas com 10 a 30 s de EEG, organizados em 32 canais cada, na busca por alguns padrões de sinal que têm durações de apenas 70 a 200 ms. Daí a maior necessidade de automatizar o processo de detecção e classificação de eventos epileptogênicos (representados principalmente por espículas e ondas agudas).

Neste trabalho, pretende-se explorar a utilização de mapas auto-organizáveis de Kohonen como elementos classificadores, ao invés das conhecidas redes neurais feedforward com algoritmo de treinamento "backpropagation", as quais normalmente têm sido empregadas na detecção de eventos epileptogênicos [1]. A idéia básica é que, em possuindo aprendizado não-supervisionado, um sistema baseado em tais redes não precisaria, necessariamente, de um especialista para a clasificação de diferentes padrões no espaço de características. Especificamente, pretende-se investigar o uso de ferramentas matemáticas e de Inteligência Artificial, com o intuito de auxiliar os EEGers na análise de eletroencefalograma para detecção de eventos epileptogênicos, obtendo-se assim, uma diminuição considerável no tempo e um aumento de confiabilidade nas respostas. Vale citar que o Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina (IEB-UFSC) já vem trabalhando desde 1996 no sentido de contribuir para a automatização da detecção de eventos epileptogênicos [1, 2, 3].

Materiais e Métodos

Redes que utilizam uma topologia de auto-organização foram pesquisadas por Teuvo Kohonen em 1982. Estas redes mapeiam informações sensoriais distribuídas em representações de duas ou mais dimensões. O desenvolvimento de um mapa auto-organizável como modelo neural é motivado por uma característica distintiva do cérebro humano: este está organizado em várias áreas, de modo que entradas sensoriais diferentes são representadas por *mapas computacionais ordenados topologicamente* [4]. Os resultados da aprendizagem encontrados nas RNA's são similares aos encontrados no cérebro humano. As RNA's incorporaram alguma forma de aprendizagem e podem evoluir com a experiência adquirida através do conceito de generalização.

Teuvo Kohonen, pesquisador da Universidade de Helsinki, utilizou mapas topológicos auto-organizáveis com o objetivo de transformar um padrão de sinal incidente de dimensão arbitrária em um mapa discreto uni ou bidimensional e realizar esta transformação adaptativamente, de uma maneira topologicamente organizada [4]. A rede de Kohonen é uma estrutura de duas camadas, onde a primeira camada corresponde às entradas e a segunda camada, chamada de *competitiva*, é organizada em uma grade discreta a ser mapeada (Figura 1). Na aprendizagem, a rede neural utiliza padrões a partir das relações estabelecidas produzindo uma saída correspondente a cada padrão de entrada, a partir da auto-organização dos pesos sinápticos dos neurônios. Existem três etapas envolvidas no processo de aprendizagem e na formação do mapa auto-organizável:

1. Competição: Para cada padrão de entrada, os neurônios da grade calculam seus respectivos valores de uma função discriminante. A base para competição entre neurônios é dada através desta função discriminante. O neurônio particular mais próximo (mínima distância euclidiana) do vetor de entrada, segundo a função discriminante (Equação 1), é declarado *vencedor*.

   $$i(x) = \text{argmin}_j \|x - w_j\| \quad (1)$$

   onde i(x) é a função discriminante, x é o vetor de entrada e w_j é o vetor peso sináptico;
2. Cooperação: O neurônio vencedor determina a localização espacial de uma vizinhança topológica de neurônios excitados, fornecendo assim a base para cooperação entre os neurônios vizinhos;
3. Adaptação Sináptica: Este último mecanismo permite que os neurônios excitados diminuam a distância euclidiana em relação ao padrão de entrada, através de ajustes adequados aplicados a seus pesos sinápticos. Os ajustes feitos são tais que a resposta do neurônio vencedor à aplicação subseqüente de um padrão de entrada similar é melhorada.

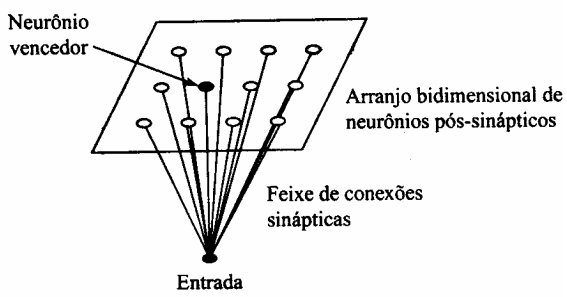


Figura 1 – Mapa Auto-Organizável de Kohonen

O modelo padrão de Kohonen é uma rede neural de treinamento não-supervisionado. Na aprendizagem competitiva as unidades de entrada competem entre si. É apresentado um conjunto de entradas, não existindo um padrão de saída correspondente pré-estabelecido.

Existem três passos básicos envolvidos na aplicação do algoritmo após a inicialização: amostragem, casamento por similaridade e atualização. Estes três passos são repetidos até a formação do mapa de características estar completa. Resumindo, o algoritmo é:

1. Inicialização: Escolher valores aleatórios para os vetores de peso iniciais $w_j(0)$. A única restrição aqui é que os vetores $w_j(0)$ sejam diferentes para j = 1,2, ..., n, onde n é o número de neurônios na grade. É desejável manter a grandeza dos pesos pequena;
2. Amostragem: Retirar uma amostra x do espaço de entradas $\{x_i\}^N_{i=1,}$ de uma maneira aleatória;
3. Casamento por Similaridade: Encontrar o neurônio com o melhor casamento (neurônio vencedor) (Equação 1) no passo de tempo n, usando o critério de mínima distância euclidiana;
4. Atualização: Ajustar os vetores de pesos sinápticos de todos os neurônios usando a formula de atualização:

   $$w_{ij}(n+1)=w_{ij}(n)+?(n)*h_{j,i(x)}(n)*[x_i(n)-w_{ij}(n-1)] \quad (2)$$

   onde w_{ij} é o vetor peso sináptico, ?(n) é o parâmetro da taxa de aprendizado e $h_{j,i(x)}(n)$ é a função de vizinhança em torno do neurônio vencedor i(x); ambos ?(n) e $h_{j,i(x)}(n)$ são variados dinamicamente durante a aprendizagem, para obter-se melhores resultados, como segue:

   $$h_{j,i(x)}(n) = \exp(-d^2_{j,i}/2*s^2(n)) \quad n = 1,2,3... \quad (3)$$

   $$?(n) = ?o*\exp(-n/t2)$$

   onde:

   $d^2_{j,i} = \|r_j - r_i\|^2$ distância lateral entre o neurônio vencedor i e o neurônio excitado j;

   s(n) = so*exp(-n/t1) largura da função de vizinhança e t1 é uma constante de tempo;

   t2 uma constante de tempo;
5. Continuação: Continuar com o passo 2 até que sejam observadas modificações significativas no mapa de características.

Para treinamento e teste, passos de validação dos mapas auto-organizáveis de Kohonen, foi necessário um banco de dados de sinais de EEG real e representativo.

O banco de sinais de EEG [1] utilizado para treinar e testar a rede foi obtido no Montreal Neurological Institute (MNI), Canadá, de pacientes comprovadamente epilépticos e em quantidade suficiente para que se pudesse validar a rede. Este consiste de 9 registros de EEG contínuos, adquiridos de 7 pacientes adultos, escolhidos dentre aqueles internados na Clínica Neurológica do MNI, no período entre 30 de maio e 10 de junho de 1999. Este banco de sinais de EEG inclui grande quantidade de espículas, de ondas agudas e, em dois destes, crises epilépticas eletroencefalográficas. Estes dados foram utilizados em outros trabalhos realizados no IEB-UFSC [1, 3].

A seleção dos pacientes e dos 9 trechos foi realizada por duas revisoras de EEG do próprio MNI. Os sinais foram amostrados a 200 Hz, em diferentes horários para que se pudesse obter dados de pacientes em distintos estados comportamentais e períodos sono-vigília, em 32 canais e montagens bipolares do tipo zigomática-temporal. Os sinais foram pré-filtrados analogicamente no sistema de aquisição Harmonie, da Stellate Systems®, CA, em banda de 0,5 – 40 Hz. Não foram realizadas filtragens digitais adicionais. Assim, após o processo de filtragem e uma decimação obteve-se sinais com frequência de amostragem de 100 Hz.

Para que o sistema atinja utilidade prática é necessário que, além de detectar espículas e ondas agudas, seja capaz também de perceber atividade normal de fundo e eventos epileptiformes (piscadas e ruído causado por artefatos devido a movimentos do paciente, equipamentos, interferência eletromagnética ou eletrodos) [1]. Os eventos epileptiformes são aqueles que apresentam morfologia espicular ou rítmica não sendo, necessariamente, eventos epileptogênicos. Estes últimos estão associados a distúrbios epilépticos enquanto que eventos apenas epileptiformes não são indicativos de epilepsia.

Para treinamento do sistema Rede de Kohonen para Detecção de Eventos Epileptogênicos (RKDEE) foram utilizados 100 padrões distintos de 100 pontos cada, o que significa 100 segundos de eletroencefalograma. Acredita-se que, com este número de pontos em cada época, consegue-se representar adequadamente as características fundamentais dos padrões epileptiformes, estes retirados do banco de sinais de EEG. Testes realizados mostraram que épocas com janelas inferiores a 1 segundo (100 pontos) fragmentava em demasiado os eventos epileptiformes, perdendo-se muita informação, enquanto que épocas maiores diminuiam consideravelmente a sensibilidade [1].

O treinamento foi feito separadamente, ou seja, treinou-se quatro redes, uma com 40 padrões de eventos epileptogênicos (espículas e ondas agudas), uma com 20 padrões de atividade normal de fundo, uma com 20 padrões de piscada, e a última com 20 padrões de ruido causado por artefatos devido a movimentos do paciente, equipamentos, interferência eletromagnética ou eletrodos. Uma amostra do conjunto de sinais utilizado para treinar a rede é apresentada na Figura 2.

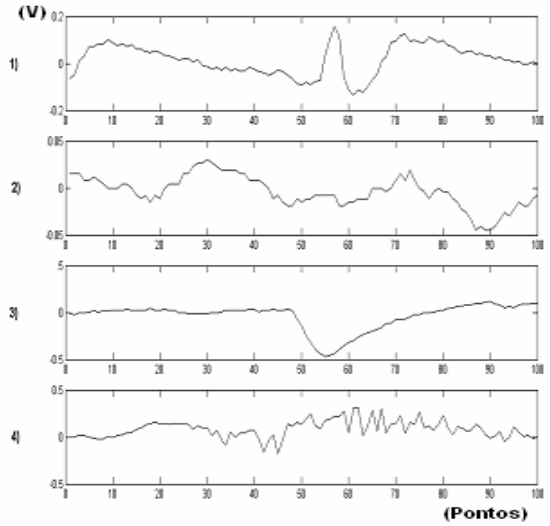


Figura 2 – Exemplos de Padrões de Entrada da rede: 1) Evento Epileptogênico; 2) Atividade de fundo normal; 3) Piscada; 4) Ruído.

A segunda camada, que é a camada de saída do sistema RKDEE, é composta pelas quatro saídas das redes treinadas individualmente, cada uma destas redes possuindo 1600 neurônios dispostos em matrizes de 40X40. Assim, a saída do sistema possui 6400 neurônios apresentados tridimensionalmente em uma matriz de 80X80. Com isto tem-se 4 regiões de neurônios, cada qual representando a resposta a um diferente padrão a ser detectado (Figura 3).

Para testar a rede foram apresentados 150 padrões, tomados aleatoriamente do banco de dados, diferentes dos utilizados no treinamento, sendo que 60 padrões continham eventos epileptogênicos, 30 padrões eram de atividade de fundo normal e 60 padrões continham eventos epileptiformes, sendo 30 padrões de ruído causado por artefato de pacientes, equipamento, interferência eletromagnética ou eletrodos e 30 padrões de piscada. Os padrões para teste também eram formados por 100 pontos cada.

Os padrões de teste foram apresentados para as quatro redes treinadas individualmente. Então fez-se um comparativo para analisar a saída do sistema, como um todo, podendo assim, decidir de que padrão se trata. A decisão é realizada a partir da mínima distância euclidiana, ou seja, o neurônio que tiver o menor valor de i(x) (função discriminante) será o neurônio vencedor e a área que contiver este neurônio será responsável pela resposta final do sistema.

Resultados

A Figura 3 permite mostrar a grade de saída do sistema após apresentação de um padrão piscada para teste da mesma. Em cada região de resposta, neurônios respondem ao estímulo do padrão de teste apresentado. Para melhor visualização somente é apresentado o neurônio vencedor (mínima distância euclidiana) de cada região de resposta. Para decisão da resposta do sistema foi realizada primeiro a comparação de i(x), dos neurônios de resposta de cada região, verificando-se que, para este padrão, a área que representa os padrões piscada tinha o menor valor para função discriminante. Assim, a resposta do sistema RKDEE é evento epileptiforme para a apresentação deste padrão de teste piscada.

O sistema RKDEE treinado com 100 padrões e testado com 150 padrões obteve uma sensibilidade de 70,3% e uma especificidade de 69,91%, para os conjuntos de treinamento e teste utilizados.

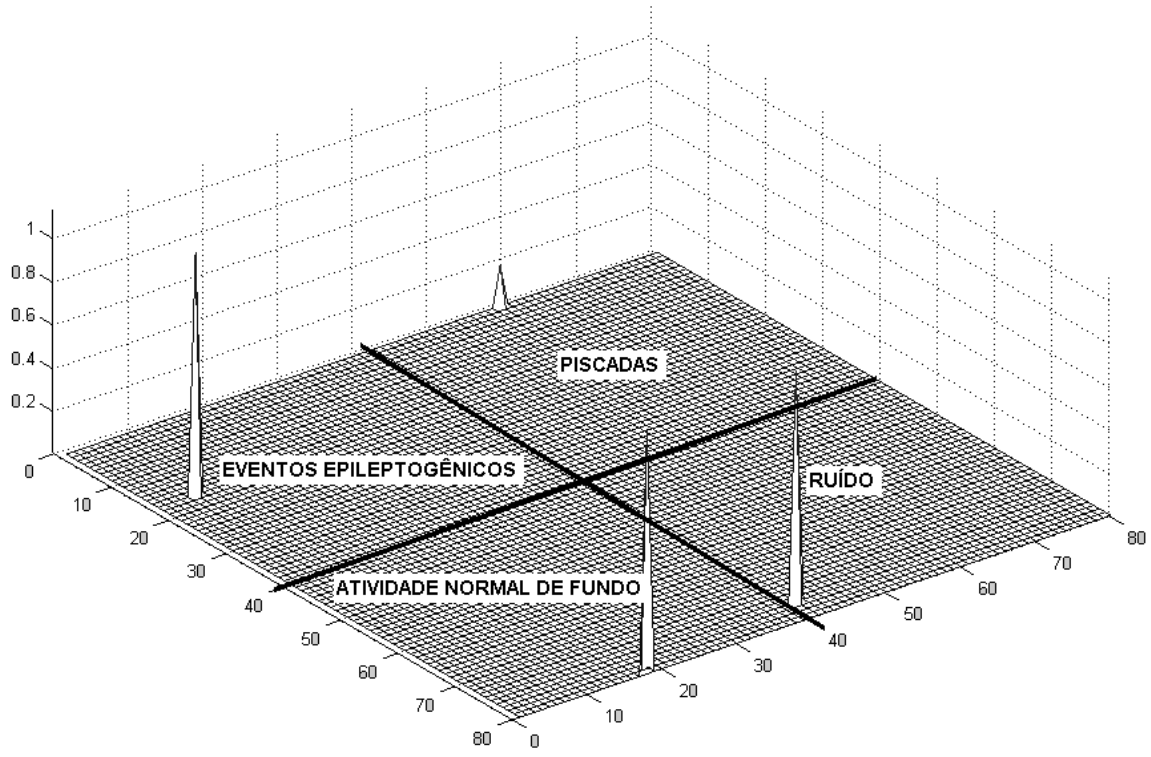


Figura 3 – Saída da rede na apresentação de um exemplo de padrão piscada para Teste

Discussão

As redes feedforward com algoritmo backpropagation utilizam treinamento supervisionado, ou seja, para cada padrão de entrada existe uma saída previamente conhecida, enquanto que os mapas auto-organizáveis de Kohonen possuem treinamento não supervisionado.

Tanto os sistemas baseados em redes feedfoward[1], como sistemas baseados em mapas auto-organizáveis de Kohonen (RKDEE) necessitaram fazer o treinamento das redes separadamente, isto devido a grande variabilidade dos padrões a serem treinados.

O sistema foi implementado em MatLab? , com finalidade de experimentação. Simulações foram realizadas obtendo-se respostas promissoras ao sistema RKDEE. Ou seja, os mapa auto-organizáveis de Kohonen apresentaram características utilizáveis para classificação dos padrões epileptogênicos investigados. No entanto é necessário observar que tais padrões apresentam uma variabilidade muito grande o que implica na necessidade de treinamento da rede com um número de padrões mais representativo, já que é percebido que para tais padrões não se conseguiu a generalização esperada pela rede, o que se constitui num ponto a ser trabalhado posteriormente.

Agradecimentos

Agradecimentos à Capes pelo apoio finenceiro.

Referências

[1] Argoud F. I. M.., *Contribuição à Automatização da Detecção e Análise de Eventos Epileptiformes em Eletroencefalograma*. Tese de Doutorado, Instituto de Engenharia Biomédica, UFSC, Florianópolis, 2001.

[2] Guedes J. R. e Pereira M. C. V. e Azevedo F. M. "Parameterization of the EEG Signal Applied to the Detection of Epileptiform Events". 2nd European Medical & Biological Engineering Conference – EMBEC'2002, Vienna, 04 – 08 December 2002, Proceedings Vol. 1, pp: 444-445, ISBN 3-901351-62-0.

[3] Pereira M. C. V., *Tratamento de Sinais Biomédicos para Processamento por Redes Neurais Artificiais*. Tese de Doutorado, Instituto de Engenharia Biomédica, UFSC, Florianópolis, 2003.

[4] Haykin S., *Neural Networks*, Canadá: Hamilton, Ontário, 2a Ed., Tradução: Engel P.M., Redes Neurais, Brasil: Porto Alegre, 2ª Edição, 2001.

HÍBRIDO DE REDES NEURONALES Y ÁRBOLES DE DECISIÓN PARA ANÁLISIS CLÍNICO DE DATOS CONTINUOS

M. López y M. Chacón

Universidad de Santiago de Chile / Departamento de Ingeniería Informática, Santiago, Chile

e-mail: marcela.lopez@usach.cl, mchacon@diinf.usach.cl

Abstract: There is a great variety of problems in the area of Health Care Technologies Assessment (HCTA), with high frequency of occurrence, for which there is no general model of solution that allows to achieve adequate adjustment to the data and to extract the medical knowledge of them.
This work presents a hybrid model that combines *Decision Trees* and *Neural Networks* using a structure of parallel *Grey-Box*. For the tests we use data of complex problems of type input-output, estimation stay in Neonatal Intensive Care Unit (NICU) and in Adults Intensive Care Units (AICU).
The results show that the model of Grey-Box are better than the prediction and the extracted knowledge obtained by alternative hybrid models.

***Palabras claves*: Árboles de decisión, Redes neuronales, Caja gris.**

Introducción

Para realizar Evaluación de Tecnologías de Salud (ETeSa) se han incorporado las redes neuronales en aplicaciones a predicción de días de estadía [1-4] y predicción del uso tecnológico [5], que si bien superan las limitaciones lineales, de correlación y uso de distintas representaciones de variables, el conocimiento extraído se restringe a un análisis de sensibilidad de las variables de entrada.

Por otro lado, los árboles de decisión se han utilizado exitosamente para clasificar la complejidad de pacientes que son admitidos en unidades médico quirúrgicas, y a la estimación de estadía de los mismos, entregando un conocimiento comprensible. También, se han comparado las técnicas de árboles de decisión y redes neuronales, para extraer conocimiento de la permanencia de pacientes en unidades médico-quirúrgicas [6], advirtiendo las ventajas que conlleva cada una de ellas. Los árboles entregan conocimiento comprensible, mientras las redes neuronales son más exactas en su predicción.

Actualmente, existe un modelo de Caja Gris paralelo que trabaja sobre datos de Salida Nominal [7], dejando fuera aquellos problemas que son propios del análisis clínico como predicción de estadía o predicción de uso tecnológico con salida continua.

Este artículo, como extensión al modelo anterior, presenta un Híbrido de Redes Neuronales y Árboles de Decisión que incluye aquellos problemas que actualmente no son abordados y mejora la estructura básica del modelo nominal realimentando la Red Neuronal con el conocimiento de la salida del Árbol de Decisión.

Materiales y Métodos

El modelo Híbrido de Redes Neuronales y Árboles de Decisión para problemas con Salida Continua (RNADc) se basa en la estructura del modelo con salida nominal [7] para producir conocimiento y exactitud en la predicción. La estructura define la combinación paralela de los sistemas conexionistas y simbolistas de acuerdo a la configuración de Thompson [8], la diferencia respecto a esta configuración radica en que la ecuación diferencial es reemplazada por un Árbol de Decisión, como se muestra en la Figura 1.

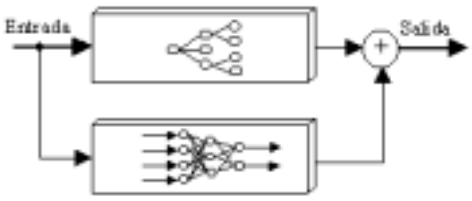


Figura 1: Híbrido de Redes Neuronales y Árboles de Decisión

Para poder predecir y obtener el conocimiento adecuado de un problema específico, el modelo pasa por dos etapas: entrenamiento y prueba.

***Entrenamiento**:* El modelo define la salida del árbol en serie con la entrada de la Red Neuronal y en paralelo con su salida, como se muestra en la Figura 2.

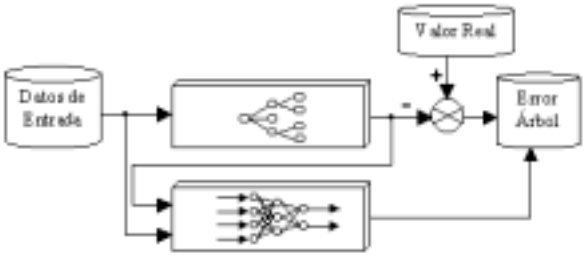


Figura 2: Entrenamiento del modelo RNADc

El Árbol de Decisión basado en el Algoritmo C4.5 [9] se determina por el problema bajo estudio, para lo

cual se realiza una traducción del problema con salida continua a nominal dividiendo en rangos la salida, donde cada una posee un Representante de Grupo (RG):

$$RG_i = \text{redondear}\left(\frac{\max_i - \min_i}{2} + \min_i\right) \quad (1)$$

Para las redes neuronales se utiliza la red Perceptrón Multicapa con aprendizaje supervisado donde la capa de entrada y salida está definida por el tipo de problema clínico a solucionar. La red posee una sola capa oculta, con la cual se puede aproximar cualquier función con un error arbitrariamente pequeño [10-11]. Para el aprendizaje se usan los métodos: *backpropagation* con momentum, gradiente conjugado escalado (SCG) y *backpropagation* con decaimiento de los pesos [12]. El cálculo de la mejor configuración de red se trabaja con los valores reales del vector de salida de la red, que varían entre 0 y 1, de esta forma el error real de cada conjunto de datos se calcula mediante el promedio de la raíz, de la sumatoria de los errores cuadráticos.

La red tendrá dos neuronas de salida, una que indica si el error cometido por el Árbol de Decisión es positivo o negativo y la segunda la cantidad errada por el árbol, por tanto la salida de la red se interpreta como la multiplicación entre el valor que entrega la primera neurona de salida (valor absoluto del error) y el valor de la segunda neurona (signo del error).

Para el cálculo de la salida real del modelo RNADc se suma el término del error real que aprende la Red Neuronal con el representante del grupo de la decisión del árbol como lo muestra la Figura 3.

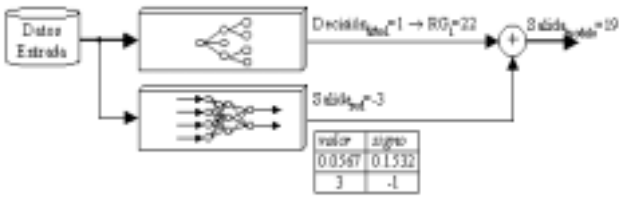


Figura 3: Cálculo de la salida del modelo RNADc

Prueba: En esta etapa se recorre el árbol con una modificación del algoritmo Consult de Quilan [9], y se propagan los datos de entrada por la Red Neuronal entrenada, esta red entrega la simulación del error que comete el árbol para cada instancia, y este valor se suma con la decisión del árbol para obtener la decisión del modelo, como se muestra en la Figura 1, aquella red que entrega el menor error para el conjunto de prueba es la seleccionada como mejor red.

Datos: La selección de datos se enfoca a la solución de problemas clínicos con salida real, como es el caso de estimación de permanencia en una UCI de adultos [1, 13] (EA) y en una UCI Neonatal (EN). Se realiza un preprocesamiento: limpieza de datos y codificación, luego se efectúa un análisis de sensibilidad [14] para eliminar información que produzca ruido. Por último, para la traducción a salida nominal que necesita el Árbol de Decisión, cada conjunto se divide en rangos uniformes (RU, rango de tamaño similar) y casos uniformes (CU, cantidad de casos por rango similar).

Resultados

Para evaluar se utilizan cuatro modelos diferentes: Árbol de Decisión, Red Neuronal aislada que aprende el problema, un método híbrido alternativo existente en la literatura (algoritmo Trepan [15]) y, finalmente, el modelo RNADc (en este caso, la Red Neuronal aprende el error del árbol).

Los parámetros para entrenar las redes varían la tasa de aprendizaje (η) entre *0,1* y *0,2* y el momentum (α) entre *0,7* y *0,9* [12].

Exactitud en la Predicción: La Red Neuronal que aprende el problema se muestra en la Tabla 1, en la cual se describe la cantidad de iteraciones de convergencia a la mejor red obtenida y el *Measure Square Error* (MSE).

Las redes convergen aproximadamente en la misma cantidad de iteraciones usando SCG y *Backpropagation*, sin embargo el MSE para los problemas resueltos con *Backpropagation* con momentum es 20,12% menor.

Tabla 1: Configuración de Red Neuronal que aprende cada problema

Nombre	Config. *I: H: O*	Apren.	# Iter	MSE	Error Real
EA - CU	12 : 7 : 1	SCG	40	0,02178	1,31 %
EA - RU	12 : 4 : 1	BMom $\alpha = 0,8$ $\eta = 0,1$	50	0,02374	1,28 %
EN - CU	4 : 4 : 1	SCG	40	0,03323	1,14 %
EN - RU	4 : 6 : 1	SCG	130	0,03415	1,13 %

En la Tabla 2 se presenta la configuración de Red Neuronal que aprende el error del Árbol de Decisión. En general la convergencia de *Backpropagation* con momentum es 1,63 veces más rápida, con relación a las mejores configuraciones que se presentan con SCG.

Tabla 2: Configuración de Red Neuronal del error del Árbol de Decisión para cada problema

Nombre	Red *I: H: O*	Apren.	# Iter.	MSE	Error Real
EA - CU	16 : 6 : 2	BMom $\alpha = 0,8$ $\eta = 0,1$	70	0,19268	1,44 %
EA - RU	16 : 2 : 2	SCG	90	0,22759	1,36 %
EN - CU	8 : 6 : 2	SCG	40	0,18929	1,23 %
EN - RU	8 : 5 : 2	BMom $\alpha = 0,8$ $\eta = 0,1$	10	0,25778	1,26 %

Tabla 3: Error proporcional para cada problema (medido en porcentaje, %)

Nombre	Árbol de Decisión		Red Neuronal		Trepan		RNADc	
	E	P	E	P	E	P	E	P
EA - CU	1,40	1,77	1,19	1,31	1,46	1,52	1,20	1,44
EA - RU	1,34	1,38	1,21	1,28	1,38	1,38	1,29	1,36
EN - CU	1,23	1,42	1,11	1,14	3,49	3,50	1,11	1,23
EN - RU	1,21	1,50	1,12	1,13	3,05	3,52	1,11	1,26

Los resultados presentados en la Tabla 3 y visualizados en la Figura 4 (estadía de adultos (EA) y estadía de neonatos (EN)) muestran los errores proporcionales de cada modelo evaluado. El comportamiento del modelo RNADc es mejor al algoritmo Trepan en todos los casos de estudio, en un 28,99% promedio. Respecto al Árbol de Decisión, RNADc lo supera en todos los casos con un 12,37% promedio, finalmente la Red Neuronal presenta siempre una mejor exactitud en la predicción de la estadía con una ventaja de un 9,53% promedio.

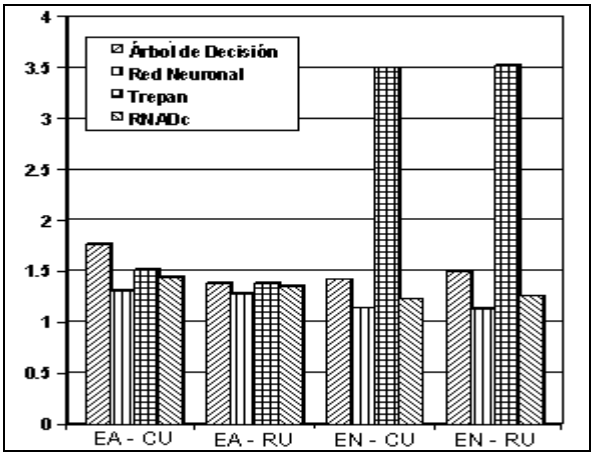


Figura 4: Error proporcional de prueba.

Tabla 4: Rasgos del Árbol de Decisión inducido para cada problema

Nombre	RNADc		Trepan	
	NI : Hojas	*Niveles*	*NI : Hojas*	*Niveles*
EA - CU	19 : 28	9	16 : 17	7
EA - RU	6 . 10	4	0 : 1	0
EN - CU	9 : 16	4	0 : 1	0
EN - RU	7 : 12	4	5 : 6	3

Extracción de Conocimiento: En la Tabla 4 se muestra una serie de características de los árboles extraídos: número de nodos internos (NI), cantidad de hojas y nivel, estas características permiten evaluar el conocimiento extraído. El algoritmo Trepan presenta sentencias más generales, sin embargo en el caso de problemas médicos se desea una mayor exactitud al definir este conocimiento, así como los resultados que entrega RNADc, donde el árbol inducido aventaja en un 25,09% a Trepan, en cuanto a exactitud.

Discusión

Respecto a la capacidad de predicción en los problemas clínicos (casos uniformes y rangos uniformes), el modelo RNADc presenta un 12,37% de mejor exactitud respecto a los Árboles de Decisión (AD) y un 28,99% a Trepan (T). Mientras que al comparar el RNADc con la Red Neuronal, éste posee una desventaja de un 9,53%, sin embargo la Red Neuronal no entrega conocimiento. Esta comparación se muestra en la Figura 5, según casos y rangos uniformes.

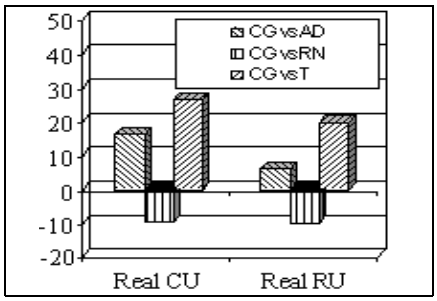


Figura 5: Exactitud del Modelo RNADc versus modelos comparativos.

En relación al modelo de [7] se ha realimentando la Red Neuronal con la salida del Árbol de Decisión, agregando un conocimiento extra a las entradas originales, lo cual mejora el modelo en un 9,42% promedio, como se muestra en la Figura 6.

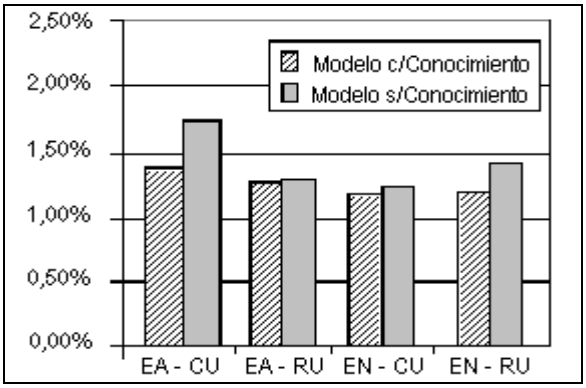


Figura 6: Error proporcional de prueba para la evaluación del modelo con datos de salida real.

Conclusión

Este modelo permite tratar problemas con variables binarias, nominales y reales, tanto de entrada como salida. Esta particularidad lo transforma en un aporte considerable al sistema de salud, al tomar en cuenta que hasta el momento los instrumentos desarrollados, que utilizan este tipo de variables no entregan conocimiento, sólo un grado de influencia de las entradas sobre las salidas a través de un análisis de sensibilidad. Al comparar los resultados obtenidos del RNADc respecto al híbrido alternativo Trepan, el modelo supera a Trepan en la predicción en un 28,99%, como en la extracción del conocimiento, entregando árboles más comprensibles y exactos, con un 25,09%. Respecto a la

Red Neuronal si bien no logra superar su predicción, ésta no entrega conocimiento.

En todos los conjuntos, el modelo RNADc supera al Árbol de Decisión y al modelo Trepan, pero siempre presenta un desempeño menor que el de la Red Neuronal que aprende el problema.

Es importante notar que por la forma de unir ambos paradigmas el error del modelo RNADc es el error de la Red Neuronal que aprende el error del árbol, esto supone la idea de buscar otras configuraciones de red que presenten mayor exactitud en la predicción, para ello se puede usar por ejemplo algoritmos genéticos, sin embargo con esto no existe un aporte al conocimiento. Para mejorar ambos ámbitos, tanto exactitud en la predicción y conocimiento, se puede tomar la idea de los modelos de Caja Gris en serie de Thompson [8], donde la Red Neuronal modifique la elección de los nodos del árbol haciendo uso de un análisis de sensibilidad; con esto el árbol puede ajustarse mejor a las decisiones tomadas por la Red Neuronal, y aumentar su exactitud.

Referencias

[1] CHACÓN, M., ROCCO, V, MORGADO, E., SÁEZ, E., PLISCOFF, S. Identificación de los Determinantes de la Estadía en Unidades de Cuidados Intensivos Usando redes Neuronales Artificiales. *Revista Médica de Chile*. 130 (1): 71-78, 2002.

[2] CREED, F., TOMENSON, B., ANTHONY, P., TRAMNER, M. Predicting Length of Stay in Psychiatry, *Psychol. Med*. 27 (4): 961-966, 1997.

[3] POFAHL, W., WALCZAK, S., RHONE, E., IZENBERG, S. Use of an Artificial Neural Network to Predict Length of Stay in Acute Pancreatitis. *American Surgeon*. 64 (9): 868-872, 1998.

[4] ZERNIKOW, B., HOLTMANNSPOTTER, K., MICHEL, E., HORNSCHUH, F., GROOTE, K., HENNECKE, K. Predicting Length-of-stay in Preterm Neonates. *Eur. J. Pediatr*. 158 (1): 59-62, 1999.

[5] DÍAZ, M., CHACÓN, M. Determinación de la Utilización de Tecnologías en Unidades de Cuidados Intensivos Neonatales Usando Redes Neuronales Artificiales. *III Congreso Chileno de Investigación Operativa*, OPTIMA'99, Arica-Chile, 1999.

[6] CHACÓN, M.,NÚÑEZ N., BASTÍAS, S. Redes Neuronales y Árboles de Decisión para Extraer Conocimiento de la Permanencia de Pacientes en Unidades Médico-Quirúrgicas. *Jornadas Chilenas de Computación*, JCC'01, Punta Arenas-Chile, 2001.

[7] LÓPEZ, M., CHACÓN, M. Modelo de Caja Gris con Árbol de Decisión para Aplicaciones en Salud. *XXIX Conferencia Latinoamericana de Informática*, La Paz-Bolivia, 2003.

[8] THOMPSON, M., KRAMER, M. Modeling Chemical Processes Using Prior Knowledge and Neural Networks, *AIChE J*. 40 (8): 1328-1340, 1994.

[9] QUINLAN, J. C4.5: Programs and machine learning. C.A.: Morgan Kaufmann, 1993.

[10] BISHOP, C. Neural Networks for Pattern Recognition. Oxford: Clarendon Press, 1995.

[11] HORNICK, K., STINCHCOMBE, M., WHITE, H. Multilayer feedforward networks are universal approximators. *Neural Networks*. 2: 359-366, 1989.

[12] ZELL, A., MAMIER, G., VOGT, M., MACHE, N., HÜBNER, R., DÖRING, S., HERRMANN, K., SOYEZ, T., SCHMALZL, M., SOMMER, T., HATZIGEORGIOU, A., POSSELT, D., SCHREINER, T., KETT, B., CLEMENTE, G., WIELAND, J. Y GATTER, J. Stuttgart Neural Network Simulator: User Manual, version 4.2. Institute for Parallel and Distributed High Performance Systems (IPVR), 1998.

[13] MAUREIRA, B., CHACÓN, M., PANERAI, R. Modelamiento Bayesiano de la Utilización Tecnológica en UCIN. *II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*, La Habana-Cuba, 2001.

[14] PRINCIPE, J., EULIANO, N., LEFEBVRE, W. Neural and Adaptive Systems, Fundamental Through Simulations. N.Y.: John Wiley & Sons INC, 2000.

[15] CRAVEN, M., SHAVLIK, W. Extracting Comprehensible Concept Representations from Trained Neural Networks. *11th Int. Join Conf. on Artificial Intelligence*, IJCAI'95, Québec-Canadá, 1995.

MEJORAMIENTO DEL PROCESO DE SUPERVISIÓN DE CONTRATOS DE SERVICIO TÉCNICO UTILIZANDO *BENCHMARKING*

M.T. García-González*, C. S. Pérez-Enríquez* y S. Rodríguez-Alfaro**

* Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa. Departamento de Ingeniería Eléctrica. Distrito Federal, México.
** Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán. Departamento de Ingeniería Biomédica. Distrito Federal, México.

e-mail: mtgg@xanum.uam.mx

Abstract: Maintaining medical equipment in operation and in optimal conditions is one function of the Biomedical Engineering Department (BED) in Healthcare Institutions, so achieving quality requirements of patient care. When this technical service is provided by external companies, the BED has to supervise the course of this service offered by such companies. This work presents a methodology to enhance this supervision, by employing a *benchmarking* technique. We have used this technique to identify bad practises, as well as suggesting and implanting solutions. By such means we have improved the supervision process and its outcomes. Thus, we consider that this approach can be applied to other BED processes.

***Key words*: technical service contract supervision, medical equipment maintenance, *benchmarking* application.**

Introducción

Desde hace más de dos décadas la tecnología asociada al cuidado de la salud ha tenido un desarrollo acelerado a nivel mundial. Los equipos médicos modernos representan un beneficio para el cuidado del paciente, pero al mismo tiempo, se crean numerosos problemas relacionados con el manejo de dicha tecnología; por lo que el servicio otorgado en particular, por los Departamentos de Ingeniería Biomédica (DIB) de las instituciones al cuidado de la salud, debe adecuarse continuamente a las exigencias impuestas por el avance de dicha tecnología [1]. El Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán (INCMNSZ), uno de los once institutos nacionales que dependen de la Secretaría de Salud en México, cuenta con 2,350 equipos médicos (de investigación, diagnóstico y tratamiento) que deben ser mantenidos en óptimas condiciones con el fin de proporcionar el mejor cuidado a la salud. El mantenimiento preventivo (MP) y mantenimiento correctivo (MC) del equipo médico es una actividad clave para prolongar la vida útil del equipo, reducir costos y garantizar la efectividad de su funcionamiento. El DIB del INCMNSZ, cuenta con una plantilla de 7 ingenieros y 2 técnicos; lo cual aunado a la cantidad y complejidad del equipo hace necesario que parte del servicio de MP y MC sea otorgado a compañías externas.

El DIB del INCMNSZ, busca proporcionar servicios de ingeniería de la más alta calidad para asegurar que la tecnología médica utilizada en diagnóstico y tratamiento de pacientes, así como en investigación, sea confiable y segura, razón por la cual el DIB busca continuamente optimizar los procesos involucrados en el manejo adecuado de la tecnología médica [2]. Así, el presente trabajo tiene por objetivo presentar una metodología para mejorar el proceso de supervisión de contratos de servicio técnico para equipo médico, celebrados con proveedores, utilizando como herramienta el *benchmarking*.

Materiales y Métodos

Benchmarking es una técnica que ayuda a mejorar cualquier proceso a través de la identificación, la comprensión y la adaptación de las mejores prácticas de otras organizaciones de cualquier parte del mundo tomadas como modelo, para implantarlas en la propia organización y así mejorar sus estrategias y sus procesos. Además, contribuye a establecer metas factibles a través de un proceso de cambio planeado. Esta técnica comprende cuatro etapas, las cuales forman un ciclo que permite repetirse las veces que sea necesario hasta obtener la excelencia (Figura 1) [3]. Con base en este ciclo y para realizar acciones de *benchmarking* en el proceso de supervisión de contratos de servicio técnico para equipo médico, celebrados con proveedores, se estableció la metodología siguiente:

I. *Planear* (Conozca su operación)

A. Conocer la forma de trabajo del DIB del INCMNSZ, específicamente en cuanto al proceso de supervisión de los contratos de servicio técnico (CST), celebrado con compañías externas.

B. Seleccionar algunos equipos médicos para los que se tenga establecido un contrato de MP y/o MC, durante el período comprendido entre enero del 2003 y marzo del 2004. Lo anterior con el propósito de verificar el cumplimiento de las condiciones y términos establecidos en el contrato, así como verificar la forma en que se lleva a cabo, por parte del DIB del INCMNSZ, la supervisión de dichos contratos.

C. Establecer criterios para seleccionar hospitales, con los cuales pudiera compararse el proceso de supervisión de CST realizado por el DIB.
II. *Ejecutar* (Conozca otras operaciones)
A. Reunir información de diferentes organizaciones modelo acerca del proceso seleccionado.
B. Elaborar un cuestionario para realizar entrevistas.
C. Visitar personalmente las organizaciones modelo.
III. *Evaluar* (Incluya lo mejor)
A. Realizar y analizar cuadros comparativos con la información recabada.
B. Identificar debilidades o problemas en el proceso de supervisión de CST, en el DIB del INCMNSZ.
C. Determinar mecanismos para mejorar el proceso de supervisión de CST.
D. Proponer estrategias para aplicar dichos mecanismos.
IV. *Actuar* (Obtenga la excelencia)
A. Instrumentar estrategias y mecanismos propuestos.
B. Implantar y dar seguimiento a las estrategias y mecanismos propuestos.

Finalmente, se analizaron los resultados obtenidos al concluir la cuarta etapa del ciclo del *benchmarking*.

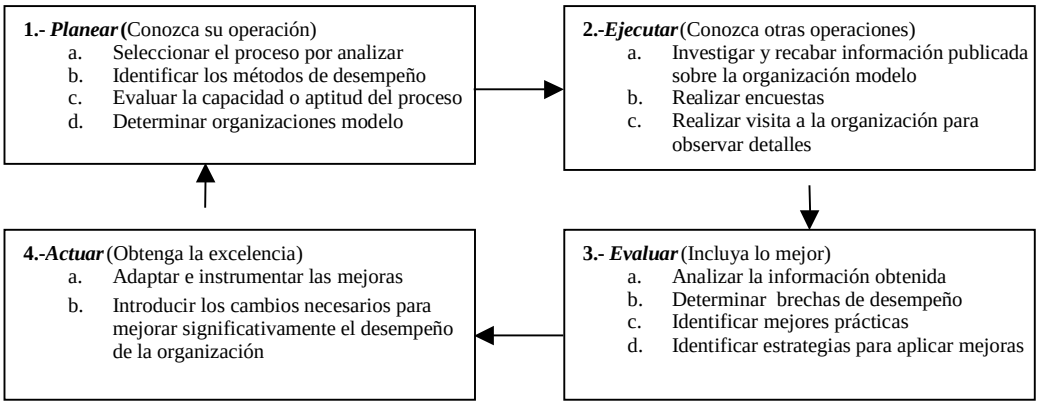


Figura 1: Etapas del *benchmarking*

El INCMNSZ tiene establecidos contratos con 25 compañías para el MP y MC de 295 equipos médicos, de los cuales se seleccionaron tres equipos, para aplicar la metodología arriba descrita, utilizando los siguientes criterios: i) que cada uno de los equipos perteneciera a diferente área (diagnóstico, tratamiento e investigación), ii) que las compañías prestadoras del servicio fueran diferentes para cada tipo de equipo y iii) que existiera la sospecha de la presencia de fallas en el servicio otorgado por la compañía contratada.

Por otro lado, con el fin de seleccionar las organizaciones modelo (hospitales de tercer nivel) se consideraron los siguientes criterios: i) que el hospital contara con un departamento o área, con un mínimo de 5 años de antigüedad, encargado de la supervisión de contratos de MP y MC de equipo médico, celebrado con proveedores, ii) que el hospital tuviera por lo menos 200 camas censables, iii) que contara con servicio de imagenología y RX, y iv) que fuera factible visitar personalmente el hospital modelo. Así, se eligieron 4 hospitales ubicados en la ciudad de México: dos públicos y dos privados; los cuales se identifican en el presente trabajo como A, B, C y D.

Con el fin de recabar la información de los hospitales modelo, que permitiera identificar con precisión la parte del proceso de supervisión de CST que presentaba debilidades o problemas para el DIB del INCMNSZ, se dividió el estudio de dicho proceso en dos partes, la primera ubicada en el nivel de la planeación, es decir en cuanto a conocer: A) los términos y condiciones bajo las cuales se establecen los contratos de servicio técnico, y la segunda enfocada en la parte operativa del proceso, es decir en B) la forma de llevar a cabo, por parte del DIB, el proceso de supervisión de CST. Así, se describen a continuación las cláusulas mínimas que se consideró que todo contrato de servicio técnico debía contener para asegurar que el servicio otorgado por parte del proveedor fuera adecuado. Asimismo, dichas cláusulas fueron tomadas como puntos de referencia para realizar la comparación con los contratos establecidos por las organizaciones modelo:

A) Condiciones y términos del contrato
A.1.-Establecimiento del tiempo máximo de respuesta del proveedor para el MC.
A.2.-Entrega del programa de MP especificando el calendario de realización del mismo para cada equipo.
A.3.-Especificación de la inclusión de refacciones para MP y MC, en caso de ser necesario.
A.4.-Mención de las sanciones a las que se hacen merecedoras las compañías en caso de incumplimiento.
A.5.-Establecimiento del tiempo máximo de entrega de cotizaciones, en caso de requerirse.
A.6.-Establecimiento del tiempo máximo para que el equipo quede funcionando, cuando ha presentado falla.
A.7.-Especificación de la marca, modelo, número de serie, cantidad y ubicación del equipo bajo contrato.
A.8.-Vigencia del contrato.
A.9-.Entrega del certificado de la última calibración del equipo utilizado para proporcionar el servicio técnico.

A.10.-Entrega del documento que certifique que el personal esté capacitado, calificado y sea suficiente para proporcionar el servicio técnico.
A.11-Compromiso de contar con herramientas, materiales, equipo de medición calibrado anualmente o cuando se necesite y manuales de servicio para poder dar un servicio de alta calidad a los equipos.
Por otra parte, se describen a continuación los principales aspectos considerados para comparar la forma de instrumentar el proceso de supervisión de CST, en las organizaciones modelo:
B) Supervisión del CST
B.1.-Número de personas encargadas del proceso de supervisión de CST.
B.2.-Verificación oportuna del calendario de los MP.
B.3.-Verificación del cumplimiento de la rutina de MP propuesta en el programa, en concordancia con el manual del fabricante.
B.4.-Corroboración de la correspondencia entre las actividades realizadas y lo reportado en las órdenes de servicio, así como el que sean firmadas y selladas por el usuario y el DIB.
B.5.-Existencia de un cuaderno de bitácora.
B.6.-Aprobación de las facturas, sólo en caso de haberse realizado en tiempo y forma el servicio técnico.
B.7.- Registro por parte del DIB, de los reportes telefónicos a proveedores para que se realice el MC.
B.8.-Control por parte del DIB, de los reportes de MC.
B.9.-Realización de comunicados de incumplimiento para que aplique, el área o departamento pertinente del hospital, la sanción correspondiente.
B.10.-Documentación y registro clasificado por equipo de los reportes de servicio, refacciones y costo de las mismas, facturas mensuales y reportes de sanciones.

Con los puntos anteriores se elaboró un cuestionario que se aplicó personalmente en las entrevistas realizadas a los jefes de cada departamento encargado del proceso de supervisión de CST en los hospitales A, B, C y D.

Resultados

Al estudiar la forma de trabajo del DIB, en cuanto al proceso de supervisión de CST, se detectaron puntos del proceso que se estaban descuidando y que generaban problemas. Así, con la información obtenida de las encuestas, se elaboró un cuadro comparativo para *A) Condiciones y términos del contrato* (Tabla 1). Esta tabla muestra las respuestas proporcionadas por cada uno de los hospitales A, B, C y D para las cláusulas mínimas consideras como puntos de comparación. En la Tabla 1, se puede destacar que sólo hubo diferencia en la respuesta de los hospitales A y B, para el punto de comparación A.5.

Asimismo, para la información recabada en cuanto a la forma de realizar la *B) Supervisión del CST*, por los hospitales A, B, C y D, se elaboró el cuadro comparativo mostrado en la Tabla 2. Dicha tabla presenta las diferencias y concordancias encontradas en la forma de llevar a cabo el control de la supervisión del cumplimiento de CST. En particular existieron diferencias en los puntos de comparación B.2, B.3, para con todos los hospitales, con el hospital A y D para el punto de comparación B.5 y con el hpsital B para el punto de comparación B.7.

Por último, la Tabla 3 muestra las acciones instrumentas para mejorar el proceso de supervisión de CST en el DIB del INCMNSZ, y los beneficios obtenidos.

Tabla 1: Condiciones y términos del contrato

		HOSPITAL			
Puntos de comparación	**INCMNZS**	**A**	**B**	**C**	**D**
A.1	si	si	si	si	si
A.2	si	si	si	si	si
A.3	si	si	si	si	si
A.4	si	si	si	si	si
A.5	si	no	no	si	si
A.6	si	si	si	si	si
A.7	si	si	si	si	si
A.8	si	si	si	si	si
A.9	si	si	si	si	si
A.10	si	si	si	si	si
A.11	si	si	si	si	si

Tabla 2: Supervisión de CST

		HOSPITAL			
Puntos de comparación	**INCMNSZ**	**A**	**B**	**C**	**D**
B.1	7	3	3	5	3
B.2	no siempre	si	si	si	si
B.3	no	si	si	si	si
B.4	si	si	si	si	si
B.5	si	no	si	si	no
B.6	si	si	si	si	si
B.7	no	no	si	no	no
B.8	si	si	si	si	si
B.9	si	si	si	si	si
B.10	si	si	si	si	si

Discusión

La evaluación de *A) Condiciones y términos del contrato* (Tabla 1), muestra que en general, las cláusulas se establecen de manera muy similar en los hospitales de tercer nivel, tanto públicos como privados. Sin embargo, hubo diferencia en la respuesta de los hospitales A y B, para el punto de comparación A.5, que hace referencia al tiempo máximo para que se entregue la cotización de las refacciones requeridas que no se contemplaron dentro del contrato para el MC o bien, cuando se detecta una falla en un MP. Cabe mencionar que dichos hospitales no incluyen esta cláusula dentro de sus contratos. Para los puntos de comparación restantes, aunque las respuestas de los hospitales A, B, C y D concuerdan con las del INCMNSZ, existen algunas particularidades en el punto de comparación A.1, en donde el tiempo de respuesta establecido para que el proveedor atienda el reporte de un MC, depende

en los hospitales A, B y D, de la cantidad de equipo que se tenga de la misma marca y modelo, de la periodicidad con la que son utilizados y del área a la que se encuentran asignados, dando prioridad a los equipos que se encuentran en áreas críticas. En contraste con los hospitales A, B y D, tanto el hospital C y como el INCMNSZ, establecen un tiempo máximo fijo de 24 horas, independientemente de las características del equipo y su ubicación. En cuanto al punto de comparación A.8, la vigencia de los contratos varía entre 1 y 5 años para el hospital B y de 1 a 3 años para el hospital D, dependiendo del equipo. Sin embargo, en los hospital A y C, al ser hospitales públicos, no es posible establecer contratos con una vigencia mayor a 1 año, porque el presupuesto a ejercer es asignado y autorizado anualmente.

Tabla 3: Acciones instrumentadas y sus beneficios

Acción instrumentada	Beneficio
Generación de una base de datos	i) Contar con calendario actualizado para el MP. ii) Facilitar el control del cumplimiento de los MP (en particular de las cláusulas A.2 y A.9)
Oficios para recordar la obligatoriedad de las cláusulas y llenado del cuaderno de bitácora	i) Tener comunicación estrecha DIB-compañía externa. ii) Asegurar la compresión de las condiciones y cláusulas del contrato.
Registro de los reportes de MC	Verificar tiempo de respuesta posterior al reporte del MC.
Encuesta anual a usuarios del equipo médico	i) Verificar frecuencia del uso del equipo médico. ii) Calificar la calidad del servicio otorgado por la compañía externa. iii) Tiempo de respuesta del proveedor.

De los resultados obtenidos en cuanto a la forma de realizar la *B) Supervisión del CST* (Tabla 2), se puede destacar lo siguiente: en el punto de comparación B.1, aunque el INCMNSZ cuenta con más personal encargado del proceso de supervisión de CST, el número de equipos en contrato es también grande (295) comparado con los hospitales A, B y D; a saber, el hospital A cuenta con 20 equipos en contrato, el hospital B con 15 y el hospital D con 18. Para el punto de comparación B.2, cabe mencionar que el INCMNSZ no siempre verificaba personalmente que se cumpliera el calendario de los MP, debido a la cantidad de equipo que se encuentra bajo contrato y que no se contaba con una base de datos que permitiera tener de manera automatizada la información actualizada de dicho mantenimiento. Para el punto de comparación B.7, aún cuando el DIB llamaba a la compañía reportando la falla del equipo, no se documentaba dicho reporte ocasionando deficiencias en el control del proceso de supervisión de CST.

Una vez identificadas las deficiencias en la forma de realizar la supervisión del cumplimiento del CST, se desarrollaron mecanismos concretos para solucionar los problemas que se estaban generando y mejorar el desempeño del DIB en este proceso en particular (Tabla 3). Así, primeramente se generó una base de datos que al tener la información almacenada y organizada de manera automatizada para cada equipo, permitió detectar que algunas compañías no entregaban el calendario especificando el día exacto de la realización del MP; dificultando la supervisión del cumplimiento de éste. Asimismo, se detectó que las compañías no habían entregado el certificado de calibración del equipo utilizado para proporcionar el servicio técnico. Para dar solución a los problemas anteriormente mencionados, se enviaron oficios a las compañías correspondientes, reiterando el formato del calendario de MP, de la entrega de la certificación del equipo utilizado e informándoles de la sanción a la que se harían acreedoras en caso de incumplimiento. Por otro lado, se generó un formato para registrar el reporte para MC, aunado a un comunicado para que los proveedores llenaran en tiempo y forma el cuaderno de bitácora. Lo que permitió corroborar el cumplimiento del tiempo de respuesta del proveedor para un MC y medir el tiempo máximo para que el equipo sea reparado por completo. Finalmente, se aplicó una encuesta a los usuarios del equipo médico bajo contrato, para verificar la frecuencia de uso del equipo, el tiempo de respuesta del proveedor para el MC y calificar el servicio técnico otorgado por las compañías. Cabe resaltar que como resultado de dicha encuesta se dieron de baja del contrato, 4 equipos por desuso, lo que permitió eliminar costos innecesarios. Además, se dio seguimiento más estricto a 11 compañías cuyo tiempo de respuesta para MC había sido mayor a las 24 horas y cuya calidad del servicio otorgado fue calificado como deficiente.

En conclusión, con base en los resultados obtenidos, consideramos que la aplicación de la técnica del *benchmarking* en todos los procesos del DIB del INCMNSZ, permitirá mejorar su desempeño global.

Referencias

[1] Especialización en Ingeniería Clínica. Programa de Especialización en Ingeniería. http://www.ugts.usb.ve/ugts-ing_clinica.htm. Site visitado el 10/09/2003.

[2] Manual de organización del DIB del INCMNSZ. Fecha de autorización 4 de junio del 2001.

[3] Benchmarking. Site visitado el 10/09/2003. http://www.iscmolina.com/benchmarking.html.

[4] Pérez-Enríquez C.S., 'Benchmarking para procesos del departamento de ingeniería biomédica', Proyecto terminal. Licenciatura en Ingeniería Biomédica. Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa, 2004

SISTEMA ELECTROMIOGRÁFICO PARA USO VETERINARIO

J. J. Aranda* y G. Cabezas**

* Universidad de Valparaíso / Ingeniería Biomédica, Valparaíso, Chile
** Universidad Iberoamericana Ciencias y Tecnología / Estudiante en Tesis, Santiago, Chile

e-mail: juanjose.aranda@uv.cl; juanjosearanda@yahoo.com

Abstract: This paper reports the development and implementation of a prototype of Electromyograph device to use in Veterinary Medicine. We show the Electromyography background and the system designed, which consists of a bioinstrumentation device for signal acquisition and corresponding software. The hardware is responsible of taking the signal of the patient, amplifies, process and send it via serial port to a PC computer. The software takes the digitalized data and graph them in real time.

***Palabras clave*: Electro miografía, Instrumentación Biomédica, Procesamiento de Señales Biológicas.**

Introducción

La Electro miografía (EMG) es el estudio de la actividad eléctrica de los músculos del esqueleto. Proporciona información muy útil sobre su estado fisiológico y el de los nervios que los activan. Permite la localización, de parálisis musculares y del lugar de la lesión, que puede estar en el encéfalo, la médula espinal, el axón, la unión neuromuscular o las propias fibras musculares.

Su historia se remonta a los trabajos de Galvani, quien en 1794 demuestra la existencia de potenciales neuromusculares. El primer estudio en profundidad registrado del electromiograma (EMG) fue llevado a cabo por Piper en 1912, quien registró potenciales durante la contracción voluntaria empleando electrodos de superficie y un galvanómetro de hilo.

En 1929 Adrian y Broke introdujeron el electrodo concéntrico de aguja que hizo posible, conjuntamente con el osciloscopio de rayos catódicos y los amplificadores electrónicos, el estudio de potenciales de acción de unidades motrices y de fibras únicas.

Las principales técnicas que se realizan son:

- EMG DE SUPERFICIE (SEMG): No invasiva. Utiliza electrodos de superficie. Proporciona información del músculo esquelético. Su rango de frecuencia es de 2 a 500 Hz, y su rango de amplitud está entre 50µV y 5mV.
- EMG DE FIBRA UNICA (SFEMG): Totalmente invasiva. Utiliza electrodos de inserción tipo aguja. Proporciona información del potencial de acción de una sola fibra muscular. Su rango de frecuencia es de 0.5 a 2 kHz, y su rango de amplitud está entre 1 y 10 µV.

En Medicina Veterinaria el análisis de la locomoción es esencial para conocer la capacidad de trabajo del animal y para detectar precozmente cualquier trastorno causante de cojeras.

En Chile, el uso de estos equipos en la Medicina Veterinaria está muy restringido, tanto por el valor comercial de los equipos para EMG así como por su escasez.

El presente trabajo tiene como objetivo el diseño e implementación de un sistema Electro miógrafo para el uso en Medicina Veterinaria, específicamente con caballos. En términos generales, nuestra exposición identifica el concepto paciente tanto con animales –equinos, caninos ó felinos domésticos- como con seres humanos, debido a que todo el proyecto se ha realizado tomando en cuenta las especificaciones de la Norma IEC 60601 de Seguridad en Equipos Médicos.

Materiales y Métodos

1. Diseño del Hardware

El problema de la captación de señales bioeléctricas está clásicamente relacionado con la presencia de fuentes de ruido e interferencia, que se ubican en:

a) **Externas**.- Acople capacitivo e inductivo; e
b) **Internas**.- Debidas a la fuente de alimentación.

Para solucionar las interferencias externas debe tomarse en cuenta que el cuerpo del paciente, sea equino, canino, felino ó humano, es un conductor volumétrico separado por el aire de los conductores de la red eléctrica que se encuentran en el ambiente donde se realizan las medidas:

$$V_{PACIENTE} \approx V_{red} \times \frac{Cr}{Cr + Cm} = 2.38V$$

En consecuencia, se utiliza amplificación diferencial para atenuar la señal de modo común con un amplificador cuya Razón de Rechazo al Modo Común (*Common Mode Rejection Ratio*: **CMRR**) sea elevada.

$$V_{INTERFERENCIA} = \frac{V_{MC} A_{MC}}{A_D} = \frac{V_{MC}}{CMR}$$

Dado que se desea una señal de interferencia menor al 1% de una señal de 1mV, se calcula:

$$CMR \geq \frac{V_{MC}}{V_{INTERFERENCIA}} \geq \frac{2.38}{10m} \geq 238.000$$

lo que implica que el **CMRR** debe ser 108 dB.

Debido al acoplamiento capacitivo con el equipo, aparecen corrientes de desplazamiento, que fluirán a tierra a través de las interfaces electrodo-piel, el cuerpo del paciente y el tercer electrodo del amplificador, produciendo tensiones en modo común y diferencial. La solución comúnmente utilizada es disminuir las corrientes utilizando conductores apantallados con la pantalla conectada a la tensión de modo común. Esta técnica es denominada "GUARDA ACTIVA". Su resultado es que el acoplamiento capacitivo se produce con la pantalla y no con el conductor interno, por lo que las corrientes de 50Hz se derivan a tierra a través de un seguidor de tensión.

Debido al acoplamiento inductivo, aparecen campos magnéticos que atraviesan los bucles formados en el sistema de medida, induciendo tensiones de 50 Hz. Estas tensiones son proporcionales al área del bucle en cuestión y a la frecuencia del campo magnético que interfiera. Las más importantes se inducen en el bucle formado por el paciente, los conductores y el propio equipo. La solución comúnmente utilizada es hacer el área del bucle de medida tan pequeña como sea posible, lo cual puede conseguirse trenzando los cables de medida desde el equipo hasta las proximidades del paciente.

Para solucionar las interferencias internas debidas a la fuente de alimentación, debe considerarse que si la misma incorpora un transformador, el rizado de 100 Hz, correspondiente a la rectificación de 50 Hz provocará interferencias. Como solución, se deben elegir componentes con una relación de rechazo frente a variaciones de la tensión de alimentación (Power Supply Rejection Ratio - **PSRR**) lo suficientemente grande. Otra alternativa es utilizar baterías para alimentar el amplificador.

El Sistema de alimentación queda formado por:

1) Fuente principal: Encargada de energizar el lado opuesto al paciente. Es una fuente de alimentación regulada, simétrica de +/- 5 V con toma a tierra.

2) Fuente secundaria: Encargada de energizar el lado del paciente. Es una fuente de alimentación aislada, regulada, simétrica de +/- 5 Volt a partir de una batería de 12 V.

El **Bioamplificador**: Sistema para adquisición de los potenciales biológicos, está integrado por: Electrodos, Preamplificador, Amplificador de aislamiento y Filtro, tal y como muestra la Figura 1.

El Preamplificador debe utilizar amplificación diferencial, poseer un CMRR muy elevado y una impedancia de entrada también muy elevada. Estas características definen al clásico amplificador de instrumentación. Se seleccionó el INA 128, de Burr & Brown, que tiene 120 dB mínimo de CRM, entradas protegidas hasta +/- 40 V, rango de ganancias ajustable desde 1 hasta 10.000, ancho de banda de 20 KHz e impedancia de entrada de 10^11 Ω.

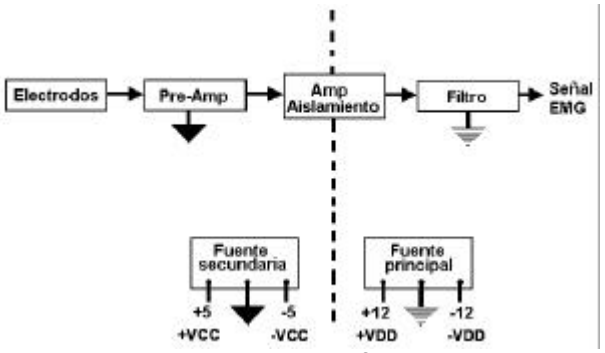


Figura 1: Bioamplificador

Los amplificadores de instrumentación necesitan un camino entre cada entrada y tierra para fijar el punto de trabajo correctamente. Para solucionar esto se recurre a la conexión de un tercer electrodo entre el paciente y tierra, además este tercer electrodo cumple una función adicional, que es reducir la señal de modo común a la que se somete al paciente.

Al introducir un tercer electrodo se diminuye la seguridad del paciente, ya que introduce un camino de baja impedancia entre el paciente y tierra para posibles corrientes de fuga.

La solución es montar una realimentación activa, esta técnica consiste en situar el tercer electrodo a un potencial de referencia que es proporcional a la tensión de modo común del paciente y de signo contrario. El efecto es reducir la impedancia global del tercer electrodo sin poner en riesgo al paciente.

El Amplificador de aislamiento está compuesto por dos subsistemas que están galvánica mente aislados entre si. El mecanismo de acoplamiento que transfiere la señal del subsistema de entrada al de salida puede ser magnético, capacitivo u óptico. Los factores a considerar en su selección son: Costo, Nivel de aislamiento, Ancho de banda y Ganancia. Se eligió el ISO 124, también de Burr & Brown, por su costo razonable, un nivel de aislamiento de 1500 V rms y ancho de banda de 50 kHz con ganancia unitaria, que fue la opción tomada.

El Filtrado analógico es necesario para eliminar las frecuencias que no sean de interés. Comúnmente se utilizan filtros polinomiales de segundo orden al menos.

El filtrado se compone de un par de filtros activos tipo Butterworth, un pasa bajos de 2do orden:

$$G(s') = \frac{1}{s'^2 + 1.4142 s' + 1}$$

$$s' = \frac{s}{w_0} \Rightarrow \text{Filtro pasa bajos}$$

$$G(s) = \frac{1}{\left(\frac{s}{w_0}\right)^2 + 1.4142\frac{s}{w_0} + 1}$$

y un filtro pasa alto:

$$G(s') = \frac{1}{s'^2 + 1.4142 s' + 1}$$

$$s' = \frac{w_0}{s} \Rightarrow \text{Filtro pasa alto}$$

$$G(s) = \frac{1}{\left(\frac{w_0}{s}\right)^2 + 1.4142\frac{w_0}{s} + 1}$$

para lograr en conjunto un Filtro pasa banda.

El Bioamplificador incluye un amplificador sumador para desplazar la señal a un nivel netamente positivo.

El diseño del hardware concluye con la parte de Interfaz (IEC) con el computador PC. En esta parte se incluyen la Conversión Analogicodigital mediante el ADS 7816 de Burr & Brown, que tiene 12 bits de resolución, 200 kHz de frecuencia de muestreo máxima e interfaz serial sincrónica; y el uso de un Microcontrolador programable, el PIC 16F628 de Microchip, para controlar la adquisición apropiada de las muestras y su transmisión a través de la puerta serie RS-232 al PC. Este microcontrolador posee un oscilador interno a 4 MHz y manejo integrado de la transmisión / recepción asincrónica a través de la puerta serie (USART).

2. Diseño del Software

Para el diseño del software se consideran dos niveles:

a) PIC SOFTWARE: Código a cargar en el microcontrolador para su funcionamiento en la IEC. Está encargado de manejar el conversor A/D y transmitir los datos a la computadora a través del ***driver*** RS-232 utilizando transmisión asincrónica en formato 8N1. La Figura 2 muestra el flujo de acciones que se ejecuta.

b) PC SOFTWARE: Programa de aplicación a ejecutar en la computadora personal que proporciona la interfaz grafica de usuario. Es el encargado de recibir los datos enviados por la IEC y desplegarlos en la pantalla de la computadora. Se desarrolló en Microsoft Visual Basic 6.0 para Windows, y realiza el control de las comunicaciones con el PIC y el despliegue de las señales en gráficos utilizando ventanas. La Figura 3 muestra el flujo de acciones que se realizan.

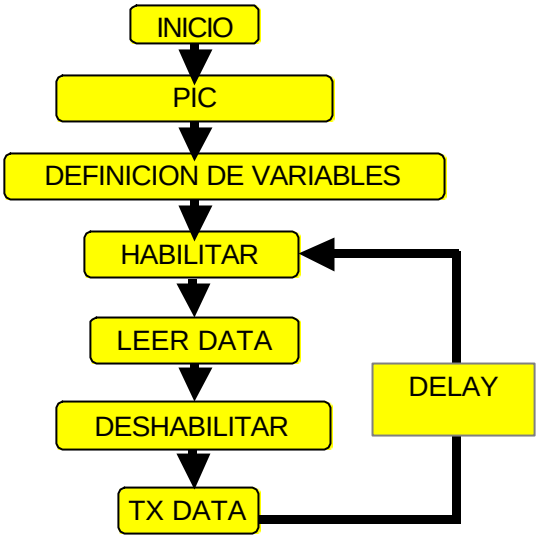


Figura 2: PIC Software

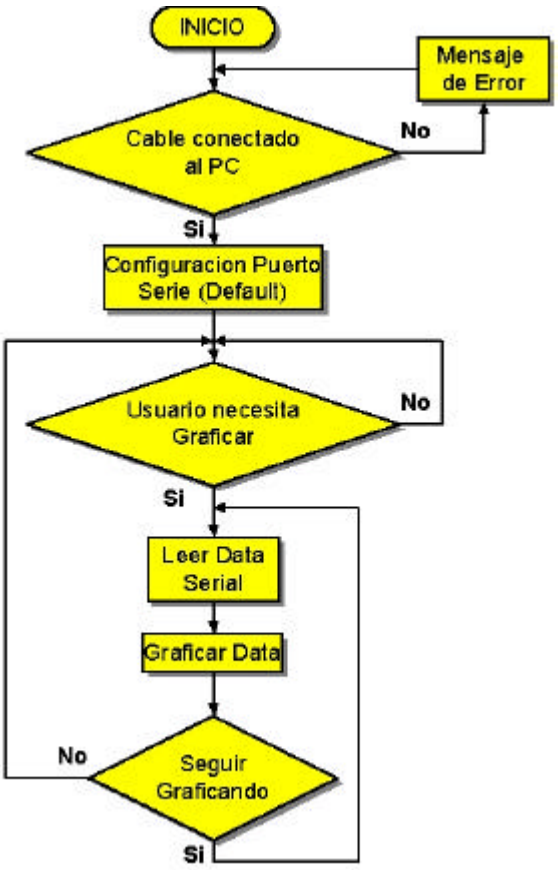


Figura 3: PC Software

Resultados y Discusión

Las pruebas realizadas al prototipo desarrollado permitieron comprobar:

1) las etapas de filtrado pasa bajos, pasa altos y rechazo de banda (“Notch”) de 50 Hz,

2) el amplificador sumador para desplazar la señal a valores positivos,
3) la interfaz (IEC) entre el microcontrolador y el PC,
4) la configuración bipolar de los electrodos, y
5) el adecuado funcionamiento de los dos niveles de software.

La figura 4 muestra la configuración bipolar de los electrodos en el brazo de un paciente humano. Las figuras 5, 6 y 7 muestran los resultados del sistema EMGVET ante contracciones musculares.

Conclusión

El prototipo desarrollado puede comenzar a utilizarse en condiciones reales de trabajo con animales, e incluso con seres humanos, ya que cumple con la norma IEC 60601 de Seguridad Eléctrica.

Los resultados obtenidos demuestran la factibilidad de desarrollar de manera comercial el sistema EMGVET. Puede encontrarse información adicional en el sitio de Internet: www.emgvet2004.tk

Recomendaciones

Para trabajos futuros se pretende complementar el sistema mediante:

- ✓ Inclusión de estimuladores para realizar Pruebas de conducción nerviosa.
- ✓ Ampliar el número de canales de adquisición
- ✓ Incorporar Procesamiento Digital de Señales (DSP) que permita realizar Análisis en frecuencia con el objetivo de determinar la fatiga y estimar la fuerza realizada por dicho músculo.

También se desarrollará un modelo portátil, lo que facilitará la adquisición en terreno de los registros electromiográficos de los pacientes. Para ello se está analizando la posibilidad de incorporar dispositivos de memoria masiva a la IEC, así como la transmisión de datos a través de radio frecuencias, aunque debe cuidarse que dichas transmisiones no afecten al paciente.



Figura 4: Configuración Bipolar de los Electrodos.

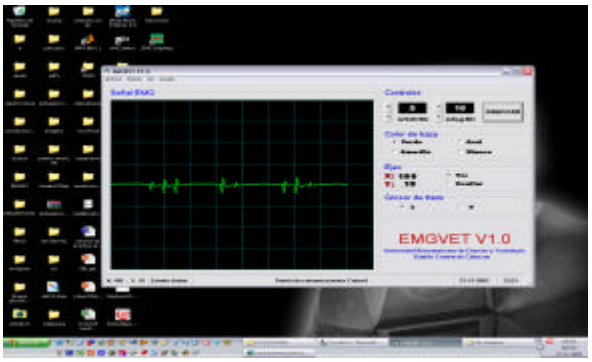


Figura 5: Respuesta a una contracción mínima.

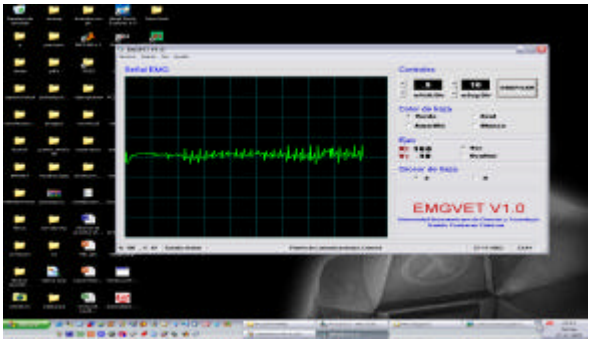


Figura 6: Respuesta a una contracción media.

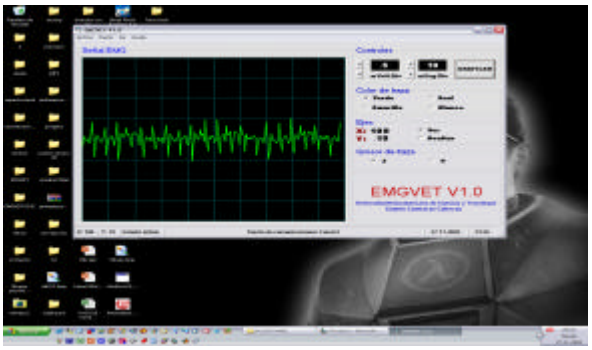


Figura 7: Respuesta a una contracción máxima.

Referencias

[1] "EMG Electromiografía, Fundamentos del sistema muscular y algunos equipos electrónicos asociados", 2002. En Internet:
http://temasan.galeon.com/ELECTROMIOGRAFIA.pdf

[2] Delsys inc. « Electromyography, tutorials and applications: Fundamental Concepts in SEMG Data Acquisition", 2002. En Internet:
http://www.delsys.com/library/papers/SEMGintro.pdf

[3] Universidad de Córdoba, Departamento de Anatomía y Anatomía Patológica Comparadas, Medicina Deportiva Equina, 2002. En Internet: http://www.uco.es/orqaniza/departamentos/anatomia-y-anat-patologica//anatomia/medicinadeportiva/03.htm

[4] Cítopat Veterinaria, Servicio integral de diagnóstico Anatomopatológico, 2002. En Internet:
http://www.entorno.es/citopatv/pagina n2.htm

SISTEMA DE UMIDIFICAÇÃO DE INCUBADORAS POR ULTRA-SOM: ANÁLISE BACTERIOLÓGICA

M. C. Santos*, M. F. Amorim**, M. Pilonetto* e J. M. Hussein*

* PUCPR/Curso de Farmácia, Curitiba, Brasil
** PUCPR/Mestrado em Tecnologia em Saúde, Curitiba, Brasil

e-mail: msantos@ppgia.pucpr.br

Abstract: Systems based on ultrasound are used for humidification in neonatal incubator. Warm and humid, the microclimate generated in the incubator becomes propitious to bacteria development. In this work an analysis of the humidification system influence based on ultrasound was performed to evaluate the development of microorganisms. The results show that the system, when in isolated functioning, inhibits the growth of microorganisms (*Pseudomas aeruginosa*). In addition, the results suggest that, in clinical use, this system would not have to be considered as the main bacteriological agent to facilitate the contamination.
***Palavras Chaves*: Umidificação de incubadora, controle bacteriológico.**

Introdução

Com o principal objetivo de evitar o resfriamento brusco do recém-nascido, incubadoras têm sido utilizada em neonatalogia há muito tempo [1,2,3]. Não recente também é a preocupação com a interação entre o recém-nascido e o microclima criado, sobretudo para os prematuros [4]. Com o avanço tecnológico, incubadoras mais sofisticadas foram implementadas para contribuir ao microclima "estável", permitindo também o controle de umidade [5,6,7].

Em uso doméstico, umidificadores ultrassônicos podem provocar hipersensibilidade a inflamações pulmonares em adultos [8,9]. Em incubadora neonatal, a utilização de sistemas de umidificação pode favorecer o crescimento de microorganismos [10,11]. Entretanto, em ambos os casos, tais sistemas estão inseridos em ambientes que podem estar contaminados *a priori*, não evidenciando que a causa seja proveniente apenas do sistema de umidificação [12,13].

Com o objetivo de evidenciar as possíveis fontes de contaminação, este trabalho apresenta um estudo para avaliar o efeito isolado do sistema de umidificação de incubadora por ultra-som no desenvolvimento de microorganismos.

Materiais e Métodos

Para a realização dos experimentos foram utilizados: a) um umidificador de uso doméstico (Water Clear Plus 2001 Soniclear) que vaporiza a água na temperatura ambiente baseado no princípio do ultrasson; b) um agitador, para favorecer a aeração e conseqüentemente o crescimento bacteriano (Series 25, Incubator Shaker, USA); c) meio de cultura placas Rodac Mac Conkey, para efetuar o isolamento bacteriano; d) cepas de bactéria *Pseudomas aeruginosa* (ATCC 27853), para observação da ação do ultrasson. Esta bactéria foi escolhida porque é a espécie prevalente em ambientes aquosos hospitalares, é tida como o principal colonizador em pacientes de UTI e é altamente adaptável e hábil para agir em populações vulneráveis [14,15,16].

Com o objetivo de analisar individualmente o efeito da aeração provocado pelo ultra-som, os experimentos foram realizados em duas etapas distintas. Na primeira etapa o umidificador permaneceu desligado, não havendo, portanto, a presença do ultra-som. A inoculação da bactéria ocorreu em uma concentração final de 10^3 UFC/mL em água deionizada e estéril**.** A mistura final foi colocada no umidificador. Para proporcionar um crescimento homogêneo das bactérias e aeração, o umidificador foi colocado dentro do agitador. As coletas foram realizadas nos tempos zero (t_0), 24 h (t_1), 48 h (t_2) e 72 h (t_3), semeadas em triplicata no Agar MacConkey e incubadas por 24 h em estufa a 37 ºC. Para os três últimos tempos, realizou-se uma diluição das amostras a 10^1 visando um crescimento não confluente.

Na segunda etapa o umidificador permaneceu em funcionamento em potência máxima, utilizando-se para inoculação e coleta das amostras procedimentos semelhantes à fase anterior. Contudo, para evitar a ocorrência de crescimento confluente (como aconteceu na fase anterior), optou-se por reduzir a concentração final do inoculo bacteriano para 10^1 UFC/mL de água deionizada e estéril. Apesar da redução, esta nova concentração ainda é superior à normalmente encontrada nas soluções utilizadas nos umidificadores. Nesta segunda fase verificou-se que, não houve a necessidade de diluição das amostras. Para confirmar os resultados desta etapa, os experimentos foram repetidos.

Resultados

Na primeira etapa, com o umidificador desligado, foi constatado o nítido crescimento da bactéria inoculada. Já na amostra correspondente à coleta em t_1, a contagem média foi cerca de 4,5 vezes maior que a contagem de referência, obtida em t_0. Estes resultados estão ilustrados na Figura 1. Para os tempos t_2 e t_3 não foi possível efetuar estas medidas porque houve crescimento confluente (superior a 3,0 x 10^6 UFC/mL).

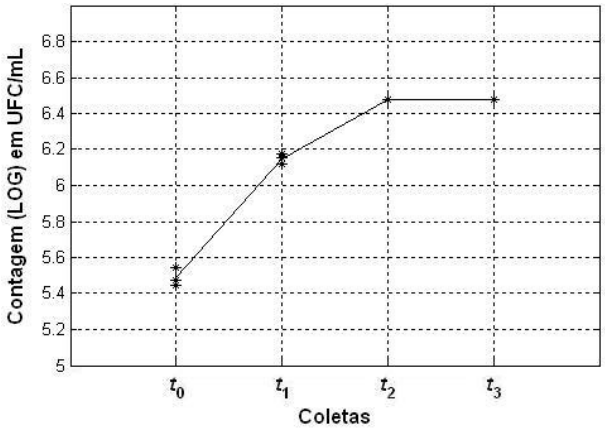


Figura 1: Resultados das coletas efetuadas quando o umidificador foi mantido desligado.

Na segunda etapa, com o umidificador em funcionamento na potência máxima, não foi constatado aumento da população bacteriana. Este resultado também foi obtido na repetição do experimento. A Figura 2 ilustra os resultados obtidos nos dois experimentos da segunda etapa, quando o umidificador estava em funcionamento.

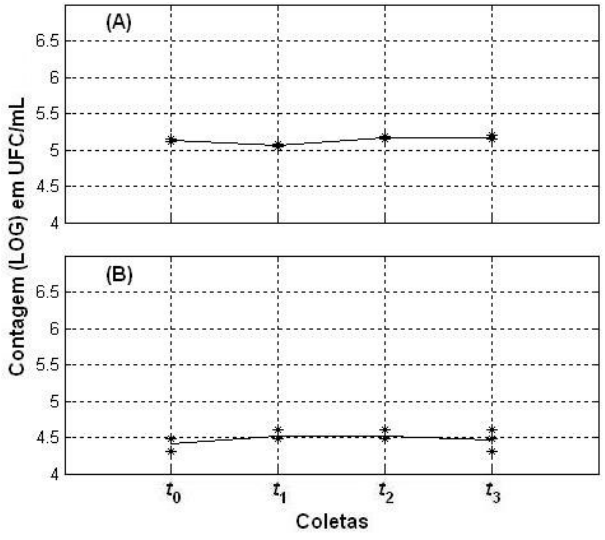


Figura 2: Resultados das coletas efetuadas nos dois experimentos (A) e (B), quando o umidificador foi mantido em funcionamento em potência máxima.

Discussão

Os experimentos realizados com o umidificador desligado (primeira etapa) sugerem que a concentração da inoculação inicial foi muito elevada (10^3 UFC/mL), não permitindo determinar com precisão a contagem em t_2 e t_3. Para permitir uma contagem exata nos tempos t_2 e t_3 uma diluição da amostra coletada antes da transferência para Agar MacConkey seria necessária. Contudo, a ausência destas informações não altera a interpretação final, visto que o objetivo desta etapa foi constatar a ocorrência do crescimento da bactéria, já demonstrada em t_1.

Em razão dos resultados anteriores, a alteração na concentração final do inoculo bacteriano (10^1 UFC/mL) no início da segunda etapa foi um procedimento necessário para evitar a ocorrência de crescimento confluente no meio de cultura. Cabe salientar que, apesar da inoculação mais diluída, o valor adotado permanece acima dos valores encontrados por ocasião de análise bacteriológica em UTI neonatal.

Os baixos valores de contagem encontrados em t_0 da segunda etapa (Figura 2), quando o umidificador estava em funcionamento, são justificados pela alteração da diluição da inoculação. Como a contagem obtida em t_0 é utilizada como referência, seu valor absoluto não interfere na interpretação dos resultados. Assim, como as contagens permaneceram estáveis, entende-se que não houve aumento da população bacteriana nas coletas t_1, t_2 e t_3. As diferenças constatadas para estas medidas corresponde à variabilidade considerada normal, associada à não homogeneidade absoluta da água no momento da coleta.

Os resultados apresentados neste trabalho sugerem que o sistema de umidificação por ultra-som, quando em funcionamento isolado, inibe o crescimento da bactéria *Pseudomas aeruginosa*.

Conclusão

O objetivo deste trabalho foi avaliar o efeito isolado do sistema de umidificação por ultra-som no favorecimento para o desenvolvimento de bactérias. Os resultados obtidos mostram que a solução inoculada com *Pseudomas aeruginosa* apresentou aumento da população bacteriana quando o ultra-som permaneceu desligado (Figura 1). Como resultado explícito deste trabalho, o aumento da população bacteriana não foi constatado quando a solução inoculada foi submetida ao sistema de umidificação com o ultra-som em funcionamento. Como a concentração da bactéria na solução inoculada permaneceu inalterada durante 72 h (de t_0 a t_3) sob efeito do ultra-som, os resultados sugerem que o sistema de umidificação por ultra-som, quando avaliado isoladamente, possui um efeito inibitório bacteriostático sobre o crescimento bacteriano.

A metodologia adotada neste trabalho permitiu avaliar isoladamente o sistema de umidificação, eliminando-se a influência de fatores externos, tais

como: tubulação, filtros, características (contaminação) do ambiente hospitalar, presença de pacientes, etc. Os dados aqui apresentados não contradizem ou invalidam trabalhos anteriores [8,9,12], que descrevem a contaminação do ambiente relacionada a umidificação por ultra-som. Contudo, reforça-se a importância da manutenção do rigor do protocolo limpeza e desinfecção do sistema de umidificação.

Referências

[1] DANCIS J., CARDULLO H.M., "Incubator care of the premature infant; discussion of optimal conditions and the current methods for their provision", *Pediatrics.* 6(**1:3**):432-40, 1950.

[2] MARKS F.H., "Infant incubators", *Nursing.* 2(**11**):26-30. 1972.

[3] BELL E.F., "Infant incubators and radiant warmers", *Early Human Development.* 8:351-75, 1983.

[4] BRÜCK K., PARMELEE JR.A.H., BRÜCK M., "Neutral temperature range and range of "thermal comfort" in premature infants", *Biologia Neonatorum.* 4:32-51, 1962.

[5] TELLIEZ F., BACH V., KRIM G., LIBERT J.P., "Consequences of a small decrease of air temperature from thermal equilibrium on thermoregulation in sleeping neonates", *Med. Biol. Eng. Comput*. 35(**5**):516-20, 1997.

[6] AMORIM M.F., FARGES G., VILLON P., LIBERT J.P., CEVALLOS L., "Système de contrôle actif d'humidité dans un incubateur", *Revue Européenne de Technologie Biomédicale*. 17(1): 36-40, 1995.

[7] GULER I., BURUNKAYA M., "Humidity control of an incubator using the microcontroller-based active humidifier system employing an ultrasonic nebulizer", *J Med Eng Technol.*, 26(**2**):82-8, 2002.

[8] SUDA T., SATO A., IDA M., GEMMA H., HAYAKAWA H., CHIDA K., "Hypersensitivity pneumonitis associated with home ultrasonic humidifiers", *Chest.*, 107(**3**):711-7, 1995.

[9] ALVAREZ-FERNANDEZ J.A., QUIRCE S., CALLEJA J.L., CUEVAS M., LOSADA E., "Hypersensitivity pneumonitis due to an ultrasonic humidifier", *Allergy*,53(**2**):210-2, 1998.

[10] CHAO T., HSIEH E., HWANG B., "A study of the effect of humidification on temperature of incubators in the nursery in Taiwan", *Zhonghua Yi Xue Za Zhi (Taipei)*, 44(**1**):25-30, 1989.

[11] VERISSIMO A., VESEY G., ROCHA G.M., MARRAO G., COLBOURNE J., DENNIS P.J., DA COSTA M.S., "A hot water supply as the source of Legionella pneumophila in incubators of a neonatology unit", *J Hosp Infect.*, 15(**3**):255-63, 1990.

[12] OIE S., MASUMOTO N., HIRONAGA K., KOSHIRO A., KAMIYA A., "Microbial contamination of ambient air by ultrasonic humidifier and preventive measures", *Microbios.*,72(**292-293**):161-6, 1992.

[13] GUPTA A.K., SHASHI S., MOHAN M., LAMBA I.M., GUPTA R., "Epidemiology of Pseudomonas aeruginosa infections in a neonatal intensive care unit", *J Trop Pediatr.*, 39(**1**):32-6, 1993.

[14] LEDESMA A.M.M., "Protease de Pseudomonas: Comparación imunologica", *Rev. Lat.-Amer. Microbiol. Semin Perinatol.*, 35(**1**):7-13, 1993.

[15] VAN DER WAAIJ D., "Colonization resistance of digestive tract: clinical consequences and implications", *J. Antimicrob. Chemother*., 10(**4**):263-70, 1982.

[16] FOCA M.D., "Pseudomonas aeruginosa infections in the neonatal intensive care unit", *Semin Perinatol.*, 26(**5**):332-9, 2002.

CONTROLE DE PRESSÃO DE VAPOR PARA INCUBADORA NEONATAL: ABORDAGEM DE PREVISÃO POR MÚLTIPLOS MODELOS

M. F. Amorim*, G. H. C. Oliveira**, D. S. R. Silva*** e L. M. Kiapuchinski***

* PUCPR/Mestrado em Tecnologia em Saúde, Curitiba, Brasil
** PUCPR/Mestrado em Engenharia de Produção e Sistemas, Curitiba, Brasil
*** PUCPR/Engenharia Elétrica, Curitiba, Brasil

e-mail: mardson@ppgia.pucpr.br

Abstract: One of the phenomena that affect the water loss in newborn infants is the humidity of the surrounding air. The evaporation is determined by the water vapour partial pressure of the newborn surface relative to the surrounding air. As well as temperature control, the reduction of the vapour partial pressure oscillations has an important role in the establishment of thermal comfort for newborn infants in incubators. This work presents an algorithm based on multiple models to water vapour partial pressure control. The tests have been made in an acrylic prototype simulating a commercial incubator. The result shows that the implemented control algorithm presents oscillations minor to ± 0.08 kPa.

***Palavras Chaves*: Umidificação de incubadora, controle de umidade.**

Introdução

Com o principal objetivo de evitar o resfriamento brusco do recém-nascido, incubadoras têm sido utilizadas em neonatalogia há muito tempo [1,2]. Não recente também é a preocupação com a interação entre o recém-nascido e o microclima criado, sobretudo para os prematuros [3]. Vários fatores físicos e fisiológicos têm ação no balanço térmico do recém-nascido e a modificação deles reflete diretamente sobre a faixa de neutralidade térmica do bebê [3,4]. Com o avanço tecnológico, incubadoras mais sofisticadas foram implementadas permitindo a obtenção de ambiente propício ao conforto térmico [5,6]. As pesquisas sobre o balanço térmico não têm se limitado apenas ao efeito da temperatura e seu controle sobre a criança [7]. O efeito da umidade sobre a produção e perda de calor também tem sido preocupação antiga de pesquisadores [8,9]. Esta preocupação tem sido constante tendo em vista a complexidade da interação dos fatores envolvidos e a continuada busca pela otimização do balanço energético e ambiente termoneutro [10,11]. Para minimizar as variáveis envolvidas na determinação de um ambiente próximo do conforto térmico, dispositivos para controle de umidade relativa têm sido projetados para contribuir ao microclima "estável" [12, 13].

A quase totalidade dos estudos publicados sobre o efeito da umidade no recém-nascido colocado em incubadora refere-se à umidade relativa. Entretanto, do ponto de vista físico, a grandeza diretamente ligada ao fenômeno de evaporação de um fluido é a medida da sua pressão de vapor [14]. No contexto da umidade em incubadora, é a pressão de vapor que rege o comportamento da evaporacao causando perda de água, seja pela pele, seja através das vias respiratórias.

Sendo a umidade o parâmetro determinante das perdas evaporativas, este trabalho tem por objetivo apresentar um algoritmo de controle de umidade baseado na pressao de vapor de agua.

Materiais e Métodos

No desenvolvimento deste trabalho foi utilizado, como planta piloto, um protótipo de incubadora neonatal que foi construído com os seguintes componentes: uma caixa de acrílico transparente de dimensões 50 cm altura, 80 cm largura e 40 cm profundidade; um aquecedor doméstico; um ventilador e um umidicador. O aquecedor utilizado está modificado para permitir o controle eletrônico externo em quatro níveis de potência, isto é, (desligado, mínimo, médio e máximo) desligado, 1, 2 e 3. O sistema de umidificação está baseado em ultra-som, de forma que vapor d'água é gerado sem necessidade de aquecimento, possibilitando troca de massa com pouca influência na troca de energia. O acionamento do umidificador também está modificado para permitir controle externo (de forma independente do aquecedor) também em quatro níveis de potência. Dutos de ventilação conectados ao aquecedor, umidificador e ventilador (que fica constantemente ligado) fazem a circulação de ar. Este procedimento torna o ambiente no interior da incubadora homogêneo no que diz respeito às variáveis do problema. Um diagrama esquemático está apresentado na Figura 1. Nesta figura, a caixa de acrílico é representada pelo ambiente (A); o sistema de aquecimento e umidificação por (B); o ventilador também está na posição (B); a tubulação em circuito fechado por (C) e os orifícios simulando aberturas para passagens de cateteres, sondas, sensores, etc. por (D).

Para medição de temperatura, são utilizados 3 sensores (baseados no LM35). Para medição da umidade relativa, são utilizados 2 sensores (RHU 207, General Eastern). Os sensores estão distribuídos nos

seguintes pontos: no centro da incubadora, a 10 cm de altura [15] (localização aproximada do bebê) e na saída do fluxo de ar da incubadora. Os sensores localizados na saída de ar fornecem as medidas que são utilizadas pelo algoritmo de controle. Além destes, um sensor de temperatura está colocado externamente à incubadora, para medição da temperatura ambiente.

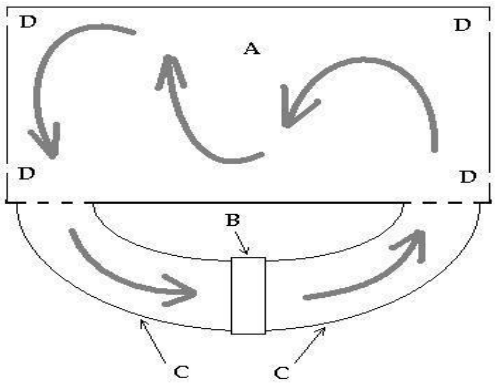


Figura 1: Esquema com os principais componentes da planta piloto. (A) caixa de acrílico, representando o ambiente; (B) sistema de ventilação, aquecimento e umidificação; (C) tubulação em circuito fechado; (D) orifícios simulando aberturas para passagens de cateteres, sondas, etc.

Os sinais de temperatura e umidade foram digitalizados a uma freqüência de 2 Hz, através de uma placa de aquisição AT-MIO16X da *National Instruments*. Para implementação do algoritmo de controle e gerenciamento do *hardware* foi utilizado o *software* de instrumentação virtual LabView, também da *National Instruments*.

No contexto deste trabalho, o valor da pressão de vapor é obtido a partir da expressão:

$$P_V = \frac{P_{VS} \cdot UR}{100} \qquad (1)$$

Onde $\boldsymbol{P_V}$ é a pressão de vapor (Pa) na temperatura do ar, $\boldsymbol{P_{VS}}$ é a pressão de vapor na saturação (Pa) e $\boldsymbol{UR}$ é a umidade relativa do ar (%). A expressão da pressão de vapor na saturação é dada por [16]:

$$P_{VS} = e^{\left(-\frac{6096,94}{T}+21,24-2,71\cdot10^{-2}\cdot T+1,67\cdot10^{-5}\cdot T^2+2,43\cdot\ln(T)\right)} \qquad (2)$$

Onde $\boldsymbol{T}$ é a temperatura do ar (K).

A identificação do processo é necessária para permitir a implementação de um algoritmo de controle. O algoritmo de controle é baseado na resposta ao degrau para cada nível de atividade do umidificador e no atraso de transporte, que corresponde ao tempo que a umidade produzida leva para ir do umidificador ao sensor. Antes de descrever o processo de decisão do nível de potência a ser aplicado é necessário descrever a equação que caracteriza o sistema no domínio do tempo. Esta equação em sua forma discreta também é necessária, tendo em vista que a aquisição dos sinais e os comandos aplicados ao umidificador também são discretos.

Para descrever a planta a ser controlada (incubadora + umidificador) assumiu-se que o sistema apresenta uma resposta que pode ser aproximada como a resposta de um sistema de 1ª ordem. Para efeito de identificação de parâmetros, será utilizada a resposta ao degrau deste sistema, representado pela expressão:

$$p(t) = P_{RF} + (p(t_0) - P_{RF})e^{-\frac{1}{\tau}t} \qquad (3)$$

Onde $\boldsymbol{p(t)}$ é a expressão contínua no tempo da pressão de vapor, $\boldsymbol{P_{RF}}$ é a resposta forçada da pressão de vapor em resposta ao degrau, $\boldsymbol{p(t_0)}$ é o valor inicial da pressão de vapor e $\boldsymbol{\tau}$ é a constante de tempo do sistema.

Discretizando a expressão (3), sua representação passa a ser:

$$p_i = P_{RF} + (p_{(i-1)} - P_{RF})e^{-\frac{1}{\tau}\Delta t} \qquad (4)$$

Onde $\boldsymbol{p_i}$ é o valor da pressão de vapor no instante $\boldsymbol{i}$, calculada a partir do valor da resposta forçada ($\boldsymbol{P_{RF}}$), do valor da pressão de vapor no instante imediatamente anterior ($\boldsymbol{p_{(i-1)}}$) e do intervalo de amostragem ($\boldsymbol{\Delta t = t_i - t_{i-1}}$). Como a constante de tempo ($\boldsymbol{\tau}$), o intervalo de amostragem ($\boldsymbol{\Delta t}$) e o valor da resposta forçada ($\boldsymbol{P_{RF}}$) são constantes, adotou-se:

$$a = e^{-\frac{1}{\tau}\Delta t} \qquad (5)$$

e

$$b = P_{RF}(1-a) \qquad (6)$$

Efetuando-se as substituições de (5) e (6) em (4), a expressão torna-se:

$$p_i = p_{(i-1)}a + b \qquad (7)$$

Com esta equação linear independente do tempo é possível descrever os modelos das respostas ao degrau para os diferentes níveis de potência aplicados ao umidificador. A Figura 2 ilustra a resposta ao degrau do sistema quando a potência máxima é aplicada ao umidificador. Os valores dos coeficientes ($\boldsymbol{a}$ e $\boldsymbol{b}$) da expressão (7) são determinados a partir da representação de cada ponto da curva em função do seu valor precedente, como ilustrado na Figura 2B. Este procedimento é aplicado de forma a obter o modelo correspondente a cada nível de potência do umidificador.

O atraso de transporte deve ser considerado na definição da estratégia de controle. Assim, cada comando aplicado ao umidificador implicará, $\boldsymbol{N}$ segundos depois (atraso de transporte), na respectiva resposta em pressão de vapor. Para escolher o nível de potência a ser aplicado ao umidificador, é necessário prever, com antecedência de $\boldsymbol{N}$ segundos, qual será o valor da pressão de vapor, baseando-se nos comandos aplicados nos $\boldsymbol{N}$ segundos anteriores, conforme ilustra a Figura 3. A partir da previsão, pondera-se, para os diferentes modelos referentes aos níveis de potência, qual é o que mais se aproxima do valor desejado para controle. Este procedimento é repetido a cada ciclo de amostragem, conforme ilustrado no fluxograma simplificado da Figura 4.

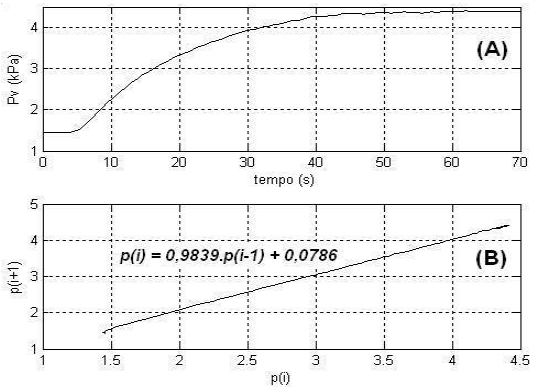


Figura 2: Exemplo de determinação dos coeficientes ***a*** e ***b*** da expressão (7). (A) resposta ao degrau do umidificador em potência máxima. (B) reta correspondente obtida a partir da expressão (7) e seus respectivos coeficientes.

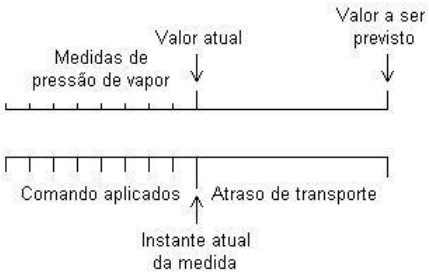


Figura 3: Representação da estimação do valor da pressão de vapor em função dos comandos aplicados.

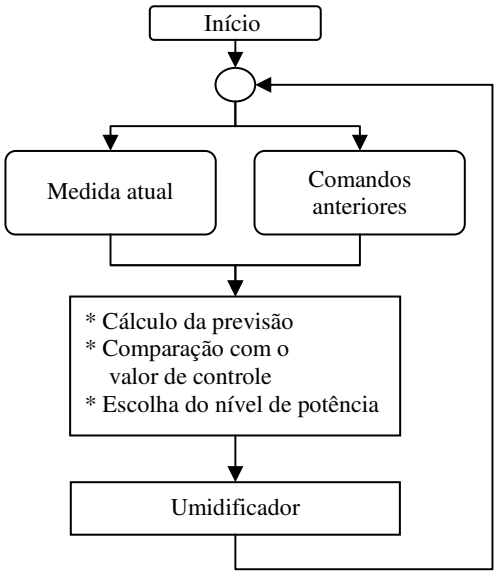


Figura 4: Fluxograma simplificado para o controle de umidade.

Resultados

Para aplicar o algoritmo de controle foram determinadas as equações características de cada modelo, referente a cada nível de potência do umidificador. Com o sistema implementado com LabView, vários níveis de pressão de vapor foram atribuídos como sinal de referência (de 2,54 kPa to 4,26 kPa), mantendo-se constante a temperatura interna da incubadora, para verificar a resposta do sistema em malha fechada. Nestas circunstâncias, os testes mostraram oscilações em torno do sinal de referência de ± 0,025 kPa. A Figura 5 ilustra um exemplo destas oscilações quando para a temperatura interna da incubadora de 33 °C.

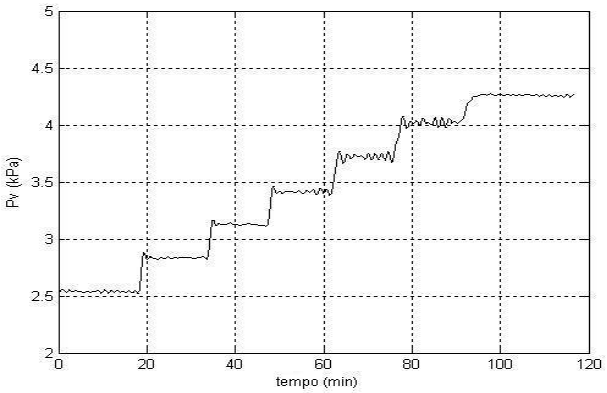


Figura 5: Resultado do controle da pressão de vapor em vários níveis com temperatura interna da incubadora constante em 33 °C.

Tentando simular situações adversas, o valor de referência foi mantido em 3,00 kPa, fazendo-se a temperatura variar (de 37 °C a 28 °C). Nestas circunstâncias, os testes mostraram oscilações sobre o valor de referência de ± 0,08 kPa, conforme ilustra a Figura 6.

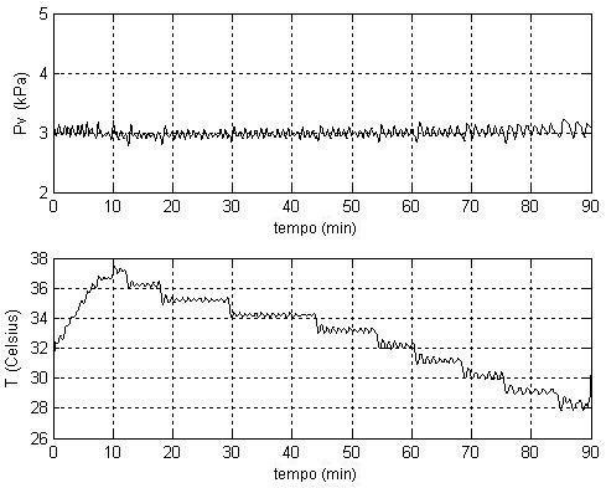


Figura 6: Resultado do controle da pressão de vapor (solicitado para 3,00 kPa) quando submetido a uma variação de temperatura de 37 °C a 28 °C.

Discussão

A temperatura interna da incubadora é mantida constante na maior parte do tempo. Nesta situação as

oscilações detectadas (Figura 5) correspondem a uma variação de apenas ± 0,2 % em umidade relativa.

Mesmo considerando que não haja abertura da incubadora em uma situação real, variações na temperatura interna podem ocorrer se o sistema de controle for ajustado para manter constante a temperatura cutânea do bebê. Para simular esta condição uma variação de temperatura irreal foi imposta (Figura 6) produzindo oscilações inferiores a ± 0,08 kPa. A variação de temperatura de 37 °C a 28 °C, com a manutenção da pressão de vapor, produz uma variação de 47 % a 80 % em umidade relativa. Cabe aqui relembrar que se a pressão de vapor for mantida constante, a taxa de evaporação também o será. Por conseqüência, as perdas evaporativas na criança não seriam alteradas.

Para que as oscilações sejam minimizadas, o sistema deve ser recalibrado quando da modificação de qualquer parâmetro estrutural da planta: velocidade do ventilador, alteração nos níveis de potência do umidificador, trajetória do fluxo de ar, posicionamento dos sensores, etc. Neste caso, o procedimento de identificação dos coeficientes da expressão (7) devem ser refeitos.

Conclusão

O algoritmo apresentado neste trabalho baseia-se na previsão do valor da pressão de vapor como função do comando aplicado ao umidificador e seu respectivo tempo de resposta (Figura 4). Por sua vez o cálculo da previsão está fundamentado na representação da planta como um sistema de 1ª ordem e no cálculo da sua resposta ao degrau para cada nível de potência aplicado ao umidificador (expressão 7).

Os testes efetuados objetivaram a simulação de condições adversas seja para obtenção de diferentes níveis de pressão de vapor (Figura 5), seja para manter um determinado nível de pressão de vapor quando submetido à variação de temperatura (Figura 6). Os resultados mostram que em ambas situações o sistema foi capaz de manter o valor da pressão de vapor no valor de referência, apresentando oscilações de apenas ± 0,08 kPa.

Os resultados apresentados neste trabalho, além de atender os objetivos iniciais, permitirá, na seqüência desta pesquisa, a implementação deste novo conceito de controle de umidade em UTI neonatal.

Referências

[1] DANCIS J., CARDULLO H.M., "Incubator care of the premature infant; discussion of optimal conditions and the current methods for their provision", *Pediatrics.* 6(**1:3**):432-40, 1950.

[2] MARKS F.H., "Infant incubators", *Nursing*. 2(**11**):26-30. 1972.

[3] BRÜCK K., PARMELEE JR.A.H., BRÜCK M., "Neutral temperature range and range of "thermal comfort" in premature infants", *Biologia Neonatorum.* 4:32-51, 1962.

[4] HEY E.N., KATZ G., "The optimum thermal environment for naked babies", *Archives of Disease in Childhood.* 44:328-34, 1970.

[5] LEBLANC M.H., "Equating optimal temperatures for incubators", *Arch Dis Child*. 60(**2**):188, 1985.

[6] TELLIEZ F., BACH V., KRIM G., LIBERT J.P., "Consequences of a small decrease of air temperature from thermal equilibrium on thermoregulation in sleeping neonates", *Med. Biol. Eng. Comput*. 35(**5**):516-20, 1997.

[7] FANAROFF A.A., WALD M., GRUBER H.S., KLAUS M.H., "Insensible water loss in low birth weight infants", *Pediatrics*. 50(**2**):236-45, 1972.

[8] HEY E.N., MAURICE, N.P., "Effect of humidity on production and loss of heat in the newborn baby", *Archives of Disease in Childhood.* 43:166-71, 1968.

[9] HAMMARLUND K., NILSSON G.E., ÖBERG P.A., SEDIN G., "Transepidermal water loss in newborn infants I: relation to ambient humidity and site of measurements and estimation of total transepidermal water loss", *Acta Paediatr. Scand*., 66:553-62, 1977.

[10] KJARTANSSON S., ARSAN S., HAMMARLUND K., SJORS G., SEDIN G., E.F., "Water loss from the skin of term and preterm infants nursed under a radiant heater", *Pediatr. Res*. 37(**2**):233-8, 1995.

[11] GAYLORD M.S., WRIGHT K., LORCH K., LORCH V., WALKER E., "Improved fluid management utilizing humidified incubators in extremely low birth weight infants", *J Perinatol*. 21(**7**):438-43, 2001.

[12] AMORIM M.F., FARGES G., VILLON P., LIBERT J.P., CEVALLOS L., "Système de contrôle actif d'humidité dans un incubateur", *Revue Européenne de Technologie Biomédicale*. 17(1): 36-40, 1995.

[13] GULER I., BURUNKAYA M., "Humidity control of an incubator using the microcontroller-based active humidifier system employing an ultrasonic nebulizer", *J Med Eng Technol.*, 26(**2**):82-8, 2002.

[14] MORAN M.J., SHAPIRO H.N., *Fundamentals of Engineering Thermodynamics*, New York: John Wiley, 1996.

[15] BRITISH STANDARD (1997): 'SPECIFICATION FOR TRANSPORT INCUBATOR'. BS 5724; SECTION 2.20.

[16] AFNOR – ASSOCIATION FRANÇAISE DE NORMALISATION, *NF X 15-110 – Mesure de l'humidité de l'air – Paramètres higrométriques*, Paris – La Defense: 1-22, 1996.

UN ALGORITMO PARA LA CLASIFICACIÓN DEL RITMO CARDIACO

N. Gómez*, M. Cañizares*, R. I. González* y M. M. Rivero**

* Instituto Central de Investigación Digital, La Habana, Cuba
** Hospital Hermanos Ameijeiras, La Habana, Cuba

e-mail: nglopez@icid.edu.cu

Abstract: This paper presents an algorithm for classification of the cardiac rhythms which will be applied in analyzing electrocardiographs. It focuses first on the detection and measurement of different ECG waveforms: the QRS complexes, the end of the T wave and the atrial activity (P, F and f waves). After detection, some parameters are evaluated following a sequence until the final rhythm is classified. The classification efficiency is validated on a 500 patients ECG database including the most frequent arrhythmias. The algorithm performance shows specificity values over 98% and sensitivity between 66% and 100%.
***Keywords*: ECG, rhythm classification, waveforms detection**

Introducción

La Organización Mundial de la Salud reporta que las enfermedades cardiovasculares representan la mitad de todas las muertes en los países desarrollados y es una de las principales causas de muerte en muchos países en vías de desarrollo [1]. Es por ello que el uso y desarrollo de técnicas no invasivas como la electrocardiografía, representada básicamente por el electrocardiograma (ECG) de 12 derivaciones, abre una perspectiva muy útil para el diagnóstico y tratamiento de pacientes con trastornos de ritmo, anormalidades en la conducción, isquemia e infartos de miocardio recientes o antiguos, entre otras afecciones. Añádase a esto que el equipamiento necesario para su realización es de fácil adquisición por su relativo bajo costo (si se compara con otros métodos de estudio más recientes), de fácil colocación en cualquier lugar dadas sus características físicas y emplea muy pocos recursos en su manejo [2].

En los electrocardiógrafos actuales se ha generalizado el uso de la interpretación automática del ECG mediante la cual se identifica y se mide una serie de eventos con la finalidad de no pasar por alto ninguna evaluación que pueda resultar de importancia en el diagnóstico. Los eventos que típicamente se estudian son las ondas correspondientes a la actividad auricular (ondas P, f y F), intervalo PR, complejo QRS, (orientación o eje eléctrico, duración o anchura y voltaje o altura), segmento ST (desviación y pendiente), onda T e intervalo QT [3]. En la Figura 1 se muestran estos eventos.

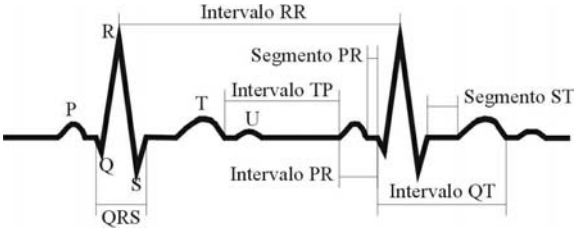


Figura 1. Ondas, intervalos y segmentos del ECG

Después de identificar los eventos anteriormente mencionados, se pasa a un proceso de análisis de los resultados que incluye el cálculo de la frecuencia cardiaca y la determinación o clasificación de diferentes patologías, dentro de las cuales se destacan por su importancia las arritmias cardiacas.

El objetivo principal de este trabajo es explicar el algoritmo desarrollado por los autores para clasificar el ritmo cardiaco, prestando especial atención a sus alteraciones más comunes, como es el caso de la Fibrilación Auricular. Dicho algoritmo complementará los programas de diagnóstico que se utilizan en electrocardiógrafos que poseen, en ocasiones, baja potencia de cómputo y por tanto debe ser suficientemente simple. Se discutirán los resultados de su evaluación preliminar con electrocardiogramas digitales de 500 pacientes.

Materiales y Métodos

Para poder aplicar el algoritmo origen de este trabajo, es necesario detectar y medir los eventos presentes en el ECG. En la Figura 2 se muestran todas las etapas de preprocesamiento donde se calculan parámetros necesarios para la aplicación del algoritmo.

Adquisición de la señal de ECG: Se utilizó un electrocardiógrafo digital multicanal con adquisición simultánea de doce derivaciones a una frecuencia de muestreo de 500 Hz (conversor A/D de 12 bits) y una resolución digital de 3,15 µV por unidad de conversión. Además, posee la facilidad de almacenar en discos magnéticos los datos generales del paciente estudiado, 8 s del ECG digital y las mediciones que realiza de forma automática.

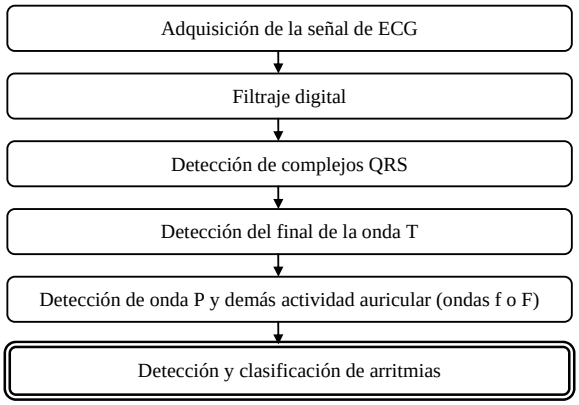


Figura 2. Esquema de etapas para la clasificación de arritmias

Filtraje Digital: Se utilizó un filtro *moving average* pasabanda con respuesta de fase lineal y frecuencias de corte entre 0.67 Hz y 37 Hz [4]. Su expresión es la siguiente:

$$y(k) = \frac{1}{K^2} \sum_{m=k-K+1}^{k} \sum_{n=m-K+1}^{m} x(n) - \frac{1}{L^2} \sum_{m=k-L+1}^{k} \sum_{n=m-K+1}^{m} x(n)$$

donde:
x(n): Señal de entrada
y(k): Señal filtrada en el instante k
K, L: Constantes asociadas a las frecuencias de corte

Detección de complejos QRS: Se detectó a partir del cálculo de la Función de Velocidad Espacial (FVE) cuya expresión es la siguiente [5]:

$$y(k) = \sum_{i=1}^{C} [x(i,k) - x(i,k+1)]^2$$

donde:
y(k): Función de Velocidad Espacial
x(k): Señal de entrada
C: Cantidad de derivaciones

El establecimiento del inicio y final del complejo QRS se realizó por tríos de derivaciones para lograr un estudio más preciso de las ondas que lo componen [6].

Detección del final de la onda T: Se desarrolló un algoritmo basado en el seguimiento, muestra a muestra, de la segunda rama de la onda T, en busca de la mínima distancia respecto a la línea base. El algoritmo se detiene cuando esta distancia deja de disminuir durante un período de 10 ms [6].

Detección de onda P y demás actividad auricular (ondas f o F): Se realizó a partir del cálculo de una función auxiliar que se basa en la simetría que caracteriza a la onda P [6]. La expresión de la función auxiliar es la siguiente:

$$F(i) = \sum_{j=i-L}^{i+L} S(j)$$

donde:
F(i): valor de la función auxiliar para la muestra i.
L: ancho de la ventana de integración (20 muestras equivalentes a 40 ms).
S(j): Función calculada como la suma de los acumulados de diferencias en 40 ms a la izquierda y derecha de la muestra j.

La misma expresión fue utilizada para el estudio de las ondas f y F.

Detección y clasificación de arritmias: La Figura 3 muestra el diagrama de flujo del algoritmo propuesto.

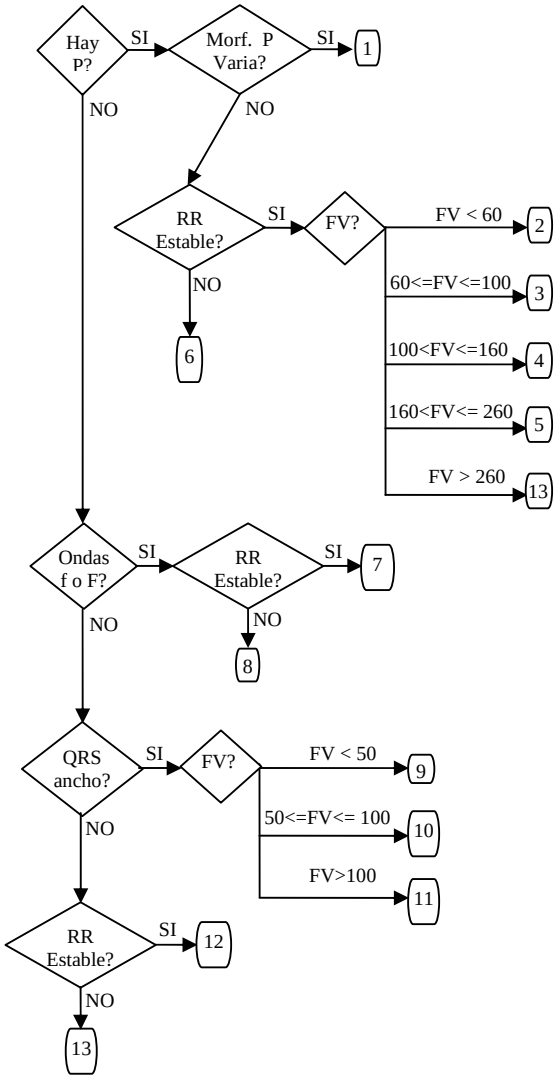


Figura 3. Diagrama de flujo del algoritmo para la clasificación del ritmo

El ritmo fue clasificado en las siguientes categorías:

1. Marcapaso auricular migratorio
2. Bradicardia sinusal
3. Ritmo sinusal
4. Taquicardia sinusal
5. Taquicardia auricular paroxística
6. Arritmia sinusal
7. Flutter auricular
8. Fibrilación auricular
9. Ritmo idioventricular
10. Ritmo idioventricular acelerado
11. Taquicardia supraventricular con QRS ancho
12. Ritmo de la unión
13. Ritmo no clasificado

A la hora de decidir el camino a seguir según el algoritmo se hicieron las siguientes consideraciones:

Presencia de la onda P: Para esto se definió que existía la onda si esta fue detectada al menos en el 75 % de los complejos QRS normales de la señal estudiada.

Variaciones en la morfología de la P: Se analizó si la onda P era positiva, negativa o bifásica para cada complejo detectado. Si su comportamiento no era similar en el 90 % de los complejos analizados se estableció que su morfología era variable.

Frecuencia Ventricular (FV): También conocida como frecuencia cardiaca, fue calculada a partir del RR promedio.

Presencia de ondas f o F: La presencia o no de estas ondas se determinó en los casos donde no existía onda P. Se aplicaron criterios de voltaje y se calculó la frecuencia en que éstas aparecían para diferenciarlas de posibles ruidos en la señal.

Estabilidad del RR: Los complejos QRS fueron clasificados como normales o extrasístoles. Se consideró que el RR era estable, si la diferencia entre el RR asociado a cada complejo normal y el RR promedio no superaba el 120 %.

QRS ancho: Se estableció que el QRS era ancho si el ancho promedio de los QRS detectados superaba los 120 ms.

Resultados

Para la evaluación del algoritmo se desarrolló un software con facilidades gráficas que muestra los 8 segundos de la señal de ECG en las 12 derivaciones. Dos cardiólogos entrenados y especializados en arritmias se encargaron de anotar en cada caso el inicio y final de los complejos QRS, el final de la onda T, la presencia de actividad auricular (ondas P, F y f) y la clasificación final del ritmo. Esta clasificación fue tomada como criterio de la verdad.

Los individuos que componen la muestra analizada fueron seleccionados de forma aleatoria en una consulta de cardiología. La composición de dicha muestra y los resultados de la evaluación se observan en la Tabla 1.

Tabla 1: Resultados de la evaluación del algoritmo

Categoría de ritmo	Cant. ECG	Sens. (%)	Especif. (%)	VPP (%)
Marcapaso auricular migratorio	0	0	0	0
Bradicardia sinusal	76	97.36	100.00	100.00
Ritmo sinusal	396	97.22	100.00	100.00
Taquicardia sinusal	12	100.00	100.00	100.00
Taquicardia auricular paroxística	1	100.00	100.00	100.00
Arritmia sinusal	3	66.66	99.36	40.00
Flutter auricular	0	0	0	0
Fibrilación auricular	12	75.00	99.79	90.00
Ritmo idioventricular	0	0	0	0
Ritmo idioventricular acelerado	0	0	99.40	0
Taquicardia supraventricular con QRS ancho	0	0	0	0
Ritmo de la unión	0	0	98.00	0
Total	**500**			

Discusión

Como se observa en la Tabla 1, para algunas categorías de ritmo no existían casos en la muestra seleccionada, lo cuál implica que la sensibilidad del algoritmo para esos casos sea del 0 %. En cuanto a la Arritmia Sinusal, existían solamente 3 casos que en la muestra, y uno de ellos no fue clasificado correctamente, por presentar gran cantidad de ruido en la señal que fue confundido con ondas f.

La clasificación incorrecta de las extrasístoles auriculares incidió en la baja especificidad en la detección de la Arritmia Sinusal. Estos latidos son adelantados y poseen una pausa compensadora, si erróneamente se clasifican como normales, la variación que existe entre la duración de su RR anterior y su RR posterior, implican que se establezca el RR variable cuando no lo es.

En el caso de la Fibrilación Auricular (FA), para afirmar la precisión en la interpretación del algoritmo, es requisito que los casos con esta patología representen entre un 5 % y un 8 % de la muestra estudiada [7]. En nuestro estudio los casos de FA representan el 2.4 % del total analizados, sin embargo una sensibilidad de detección del 75 % y una especificidad superior al 99 % son valores superiores a los reportados en la literatura consultada [8].

En la especificidad de la clasificación del Ritmo Idioventricular Acelerado, incidieron los fallos en la detección de la onda P y la existencia de Bloqueos Completos de Rama, en los cuales los complejos QRS eran anchos en las 12 derivaciones.

La clasificación Ritmo de la Unión tuvo baja especificidad debido a la detección incorrecta de la onda P. De esta patología no existían casos en la muestra, por lo que ese valor no permite evaluar la respuesta del algoritmo en casos que sean positivos.

Para los ritmos sinusales, de predominio en cualquier población típica [7] la clasificación tuvo resultados satisfactorios, todos superiores al 97 %.

Conclusión

Se desarrolló un algoritmo que permite la clasificación de los ritmos cardiacos más frecuentes en la práctica clínica. Los resultados de su evaluación muestran índices que están en el estado del arte de los reportados internacionalmente.

La baja potencia de cómputo requerida para los cálculos previos y el algoritmo en cuestión, hace posible que sea implementado en arquitecturas basadas en microcontroladores, las cuales se utilizan ampliamente en los electrocardiógrafos digitales.

Es necesario continuar trabajando en la detección de la actividad auricular y la clasificación de los complejos QRS para obtener mejores valores de sensibilidad en la detección de la Arritmia Sinusal y la Fibrilación Auricular.

Se recomienda extender la muestra hasta lograr la presencia en ella de todas las categorías que se plantea pueden ser clasificadas. Se propone además ampliar el algoritmo para que puedan ser detectados los ritmos de Taquicardia y Fibrilación Ventricular.

Referencias

[1] World Heart Organization: The World Heart Report 2003 – Shaping the future, Internet site address: http://www.who.int/research/es/ visitado en 28/04/2004

[2] Bermúdez, F., Electrocardiografía Diagnóstica, Editoral Mc Graw Hill Interamericana de Venezuela, 1998

[3] Zerquera, F. M., Nociones de Electrocardiografía, Editorial Pueblo y Educación, Cuba, 1985.

[4] González, R. I., Morejón A. M., Rodríguez J. A., Ramírez M.M, "Preprocesamiento de señales electrocardiográficas en tiempo real", *Ing. Electr., Autom. y Telecom.,* 13(3): 89-94, 1991.

[5] González R. I., Rivero M.M., Fernández R., "Evaluación de un programa para la interpretación automática de electrocardiogramas", *Primer Congreso Virtual de Cardiología*. Enero, 2000.

[6] Cañizares M., Gómez N., González R. I., Rivero M. M., Folgueras J., Meissimilly G., "A New Method for Electrocardiogram Study" *Proc. Eng. in Med. and Biol. Soc. 25th Annual Intern. Conf.*, Cancún México, 2003, pp. 2643-2646

[7] International Standar IEC 60601-2-51, Medical electrical equipment – Part 2-51: "Particular requirements for safety, including essential performance, of recording and analyzing single and multichannel electrocardiographs", First Edition 2003-02

[8] Lepage R., Boucher J., Blanc J., Cornilly J., "ECG Segmentation and P-Wave Feature Extraction: Application to Patients Prone to Atrial Fibrillation", Internet site address: http://www.stormingmedia.us/ visitado en 28/04/04

MODO AUDITOR NUM SISTEMA AUTOMÁTICO DE CONDUTAS CLÍNICAS PARA O ATENDIMENTO PRIMÁRIO

C. Billa*, J. Wainer*

* Unicamp/IC, Campinas, Brasil

e-mail: Cleo.Billa@ic.unicamp.br

Abstract: ST-Guide is a state/transition approach to the representation and computer interpretation of clinical guidelines for primary and secondary care of chronic diseases. Different modes of interaction with clinical guidelines were developed, this work focus on the way called auditor. The main goal of the auditor is to analyze clinical care. The auditor works as a non-deterministic state machine, which allows the system to follow the treatment despites some essential information are missing. A guideline based on the IV Brazilian Directives of Hypertension was developed using ST-Guide.

***Palavras Chaves*: ST-Guide, guidelines clínicos, Modos de Interação, Auditor.**

Introdução

Um *guideline* clínico ou guia de conduta clínico, é definido como um conjunto de recomendações desenvolvidas de maneira sistematizada, que se destinam a apoiar o médico e o paciente na tomada de decisões acerca dos cuidados da saúde, em situações clínicas específicas [7]. A utilização de *guidelines* pode trazer diversos benefícios, tanto para pacientes quanto para os profissionais da saúde. Dentre esses benefícios, o principal é a melhoria da qualidade do tratamento recebido pelo paciente. Um *guideline* automático é um sistema computacional que modela um *guideline*. Geralmente, esse está ligado a um sistema de registro eletrônico de pacientes, de forma que o sistema possa recuperar dados do paciente sem fazer um número excessivo de perguntas ao médico.

Existe um grande número de trabalhos relacionados a *guidelines*, entre eles destacam-se o Arden Syntax [1,3,5], Athenas [1,2],GLIF [1,3,5] , PROforma [1,3,5], etc. Wainer, Monteiro e outros propuseram o modelo ST-Guide [6]. O ST-Guide se distingue da maioria das propostas por não tentar ser uma linguagem de representação geral, para qualquer *guideline*, mas por se concentrar em *guidelines* de atendimento primário. A principal característica do atendimento primário, explorada pelo ST-Guide, é que a cada consulta o paciente pode ser classificado como estando num estado, e que no máximo, durante a consulta, quando mais dados são adquiridos, o paciente passa a ser considerado como pertencente a um outro estado.

Assim, o ST-Guide assume que ao início de uma consulta o paciente está num estado conhecido e este estado guia as informações que o médico deve pedir ao paciente, e que tais informações podem no máximo levar o tratamento do paciente a ser considerado como num outro estado, que tem seus próprios requisitos quanto a dados, exames, ações terapêuticas, etc [6].

A idéia básica por trás do ST-Guide é que o *guideline* é modelado como uma máquina de estados. Onde os estados representam o estado do paciente e as transições representam quais são as possíveis mudanças de estado que o paciente pode ter, dado um conjunto de informações. Ou seja, do ponto de vista do sistema, o paciente está em diferentes estados e a transição de um estado para outro acontece durante uma consulta[6].

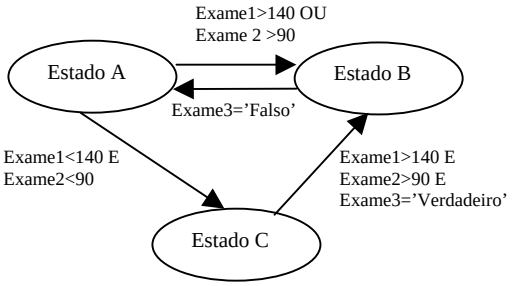


Figura 1: Exemplo de Máquina de Estados

A Figura 1 apresenta um exemplo de máquinas de estados, onde as elipses representam estados e as flechas representam as transições. Cada transição possui um conjunto de condições que deve ser satisfeito para que a transição seja tomada.

Para modelar um *guideline*, primeiro deve-se encontrar quais os estados possíveis do paciente durante o tratamento e depois interligar esses estados, determinando quais os próximos estados possíveis de se atingir a partir de cada estado, e quais são as condições para que essa transição ocorra. É importante dizer que cada estado possui diversos atributos que determinam todas as ações e decisões que devem ser feitas durante a consulta. Cada estado possui os seguintes atributos: exames físicos, exames laboratoriais, perguntas, medicação, sugestões, próxima consulta[6].

Da forma que ST-Guide foi implementado ele guia os passos do profissional da área da saúde durante a consulta. Ou seja, vai requisitando informações e recomendando as ações a serem feitas durante consulta.

Esse modo de interação foi chamado de modo autoritário.

O modo autoritário pode ser apropriado para algumas situações, mas não todas. Portanto o sistema deve ter a possibilidade de tratar com mais de um tipo de usuário. Para isso é necessário que existam diferentes modos de interação entre o sistema e o usuário. Esses modos interpretarão o *guideline* descrito da mesma forma, o que muda é sua apresentação ao usuário. Os seguintes modos de interação foram desenvolvidos: modo autoritário, modo aprendiz, modo especialista e modo auditor.

Dentre os modos de interação desenvolvidos se destaca o modo auditor que tem como principal objetivo analisar o comportamento do profissional da área da saúde. Ou seja, o modo auditor tem como função encontrar diferenças nos procedimentos desenvolvidos e nos procedimentos indicados no *guideline*, podendo assim gerar alertas que advertem o médico.

Modo Auditor

Os usuários em potencial do modo auditor seriam as pessoas interessadas na qualidade do tratamento realizado. Através desse modo esses usuários podem descobrir, por exemplo, se o profissional da área da saúde deixou de fazer algum procedimento considerado essencial ou se cometeu algum excesso.

Como já foi dito, no modo auditor espera-se que o sistema seja capaz de descobrir as diferenças entre os procedimentos realizados pelo médico e os procedimentos descritos no *guideline*. Então, deve-se levar em conta que provavelmente existirão diversas falhas, como informações desnecessárias ou a falta de informações essenciais. Mas esses tipos de faltas não podem ser fatores que impeçam que o paciente seja classificado num determinado estado. Logo, a falta ou a existência de determinadas ações ou decisões não devem afetar a classificação do novo estado do paciente.

Por isso os fatores que contam no momento de classificar o estado do paciente são as informações relevantes que foram obtidas.

Como há a possibilidade de haver a falta de muitos dados sobre o paciente, o sistema deve ser capaz de migrar para o estado correto mesmo que falte alguma informação considerada essencial. Por isso, o sistema agora ao invés de se comportar como uma máquina de estados determinística, onde apenas uma transição era possível para um determinado conjunto de entradas, ele se torna uma máquina de estados não-determinística, onde várias transições podem ser válidas com o mesmo conjunto de informações.

Mas apesar de várias transições serem válidas, apenas uma é tomada, e isso passa a ser um problema já que agora o sistema não sabe mais qual é o estado atual do paciente, porque ele poderia estar em qualquer estado que as transições válidas o levassem. O sistema só irá descobrir qual a transição tomada naquele momento mais a frente, quando a combinação de novas informações e novas transições levarem a uma conclusão sobre o caminho tomado na máquina de estados.

Portanto, ao invés de dizer que o paciente está num determinado estado na hora da consulta, é dada uma lista de estados possíveis que o paciente possa estar classificado. O que leva a uma combinação de ações e decisões que devem ser feitas.

Cada transição é dada por um conjunto de condições. Se todas as condições são satisfeitas, numa máquina de estados determinística, a transição é tomada. Já no caso da máquina de estados não-determinística, a transição é considerada válida e pode ou não ser tomada dependendo das próximas informações obtidas para validar um determinado conjunto de entrada.

Então para encontrar o estado correto do paciente, o sistema considera que toda a informação que falta para uma determinada transição possui um valor que valida a condição que depende desta informação. Portanto, caso não haja informação nenhuma sobre o paciente, o sistema irá considerar que todos os estados são possíveis, porque todas as condições serão satisfeitas.

A partir do momento que o paciente pode ser considerado como estando em vários estados, fica difícil determinar quais foram as decisões e ações corretas ou erradas, já que é possível que hajam ações e decisões corretas para um determinado estado e que sejam erradas para outro estado.

Para avaliar as ações tomadas pelo médico, decidiu-se levar em conta a união e a intersecção das ações. Portanto, dado o conjunto de estados possíveis do paciente, faz-se a união dos exames físicos, exames laboratoriais, perguntas e medicação e compara-se com os dados obtidos pelo profissional da área da saúde, se existe algum dado que não está no conjunto gerado pela união, sugere-se que o médico cometeu um excesso, já que em nenhum estado possível aquela ação ou decisão seria adequada.

E para descobrir os dados faltando, faz-se a intersecção dos exames físicos, exames laboratoriais, perguntas e medicação e compara-se com os dados obtidos. Se existe algum dado no conjunto formado por essa intersecção que não está entre os dados obtidos então se sugere que o profissional da área da saúde cometeu uma falta e não tomou determinada ação ou decisão.

Mas o sistema pode chegar a uma situação onde não encontre nenhuma relação entre os estados possíveis do paciente e as ações e decisões que foram realizadas pelo profissional da área da saúde, nesse caso, houve um erro ou do médico ou do sistema. Então para poder voltar a acompanhar e consequentemente avaliar os passos do médico, o sistema deve encontrar um estado onde as ações e decisões médicas estariam corretas. Para poder fazer essa re-sincronização, foi escolhido que o estado do paciente seria encontrado através de uma análise da medicação de cada estado e a recomendada pelo médico.

O algoritmo desenvolvido para o modo auditor foi:

1. Recupera os possíveis estados atuais do paciente. Caso seja a primeira vez que o modo auditor esteja sendo rodado, ele considera que o paciente possa estar em qualquer estado.
2. Gera novas transições onde os dados incompletos não excluem a validação da transição.
3. Busca no banco de dados as informações obtidas sobre o paciente até o dia da consulta atual.
4. Através dos possíveis estados atuais do paciente e das novas transições geradas, descobre quais são os possíveis próximos estados do paciente.
5. Faz a união dos exames físicos, exames laboratoriais, perguntas e medicamentos sugeridos pelos possíveis próximos estados.
6. Faz a intersecção dos exames físicos, exames laboratoriais, perguntas e medicamentos sugeridos pelos possíveis próximos estados.
7. Faz a diferença entre o conjunto dos dados obtidos do paciente e o conjunto dado pela união dos exames físicos, exames laboratoriais, perguntas e medicamentos dos possíveis próximos estados. Os resultados são considerados excessos.
8. Faz a diferença entre o conjunto dado pela intersecção dos exames físicos, exames laboratoriais, perguntas e medicamentos dos possíveis próximos estados e o conjunto dado pelos dados obtidos do paciente. Os resultados são considerados faltas.
9. Através da medicação obtida acima, re-sincroniza o sistema com o tratamento do paciente. Ou seja, pula para o estado que possui a medicação igual a indicada ao paciente.
10. O sistema modifica o estado atual do paciente, para o obtido no processo de sincronização acima.

Resultados

Para a realização de testes do modo auditor foi utilizado o *guideline* "IV Diretrizes Brasileiras de Hipertensão arterial" que foi realizada em conjunto pelas Sociedades Brasileiras de Nefrologia, Cardiologia e Hipertensão em 2002.

Nesse trabalho foi feita a modelagem desse *guideline* para o formato do ST-Guide. Por uma questão de simplificação, apenas a parte de tratamento medicamentoso foi modelada.

O *guideline* separa os medicamentos em seis grupos: diuréticos, alfa-bloqueadores, beta-bloqueadores, bloqueadores do receptor da angiotensina II, inibidores ECA e antagonistas do Cálcio. São apresentados também quais os fatores que impedem ou favorecem o uso de determinados medicamentos.

Analisando os dados de um paciente obteve-se a seguinte saída:

Paciente: 2188

------- **Dia: 37540** --------
Lista de Exames Realizados e Provavelmente Corretos:
-> sbp : 192
-> dbp : 96
Medicação Atual:
-> nenhuma
Estado Antes: terapiaDrogas
Estado Depois: terapiaDrogas

*** OK!! - Sistema de acordo com o tratamento atual.

Lista de Exames Possivelmente Faltando:
-> nenhuma
Lista de Exames Possivelmente A Mais:
-> nenhuma

-------- **Dia: 37595** --------
Lista de Exames Realizados e Provavelmente Corretos:
-> sbp : 145
-> dbp : 95
-> Diabetes: sim
Medicacao Atual:
-> Diuréticos
-> Inibidores ECA
Estado Antes: terapiaDrogas
Estado Depois: diureticoEca

*** ALERTA!! - Sistema NÃO concorda com o tratamento atual.

Lista de Exames Possivelmente Faltando:
-> nenhuma
Lista de Exames Possivelmente A Mais:
-> Colesterol e frações
-> Glicemia
-> TGO
-> TGP
-> Triglicerides

-------- **Dia: 37648** --------
Lista de Exames Realizados e Provavelmente Corretos:
-> sbp : 135
-> dbp : 82
Medicacao Atual:
-> Diuréticos
-> Inibidores ECA
Estado Antes: diureticoEca
Estado Depois: diureticoEca

*** OK!! - Sistema de acordo com o tratamento atual.

Lista de Exames Possivelmente Faltando:
-> nenhuma
Lista de Exames Possivelmente A Mais:
-> nenhuma

Observando o relatório de saída, pode-se perceber que o sistema concorda com o tratamento dado na

primeira e na terceira consulta, enquanto que na segunda consulta um alerta foi gerado, devido a possíveis diferenças no tratamento do paciente.

Analisando a primeira consulta, nota-se que o paciente deve ser diagnosticado como hipertenso já que os valores da pressão sistólica e da pressão diastólica são maiores que 140 e 90, respectivamente. Segundo o IV Diretrizes Brasileiras de Hipertensão Arterial [4], um paciente é hipertensão se apresentar pressão arterial superior a 140/90. Mas não necessariamente o paciente necessita de tratamento medicamentoso. Depende dos valores de pressão arterial medida e se o paciente possui um ou mais fatores de risco.

Na segunda consulta, a pressão medida não diminuiu, e ainda foi diagnosticado que o paciente também possui diabetes. Nesse caso, o profissional da área da saúde responsável pelo tratamento resolve indicar dois medicamentos. O sistema ao encontrar os dois medicamentos sugeridos como primeira tentativa de medicação gera um alerta. Segundo o *guideline*, o ideal seria começar o tratamento medicamentoso com apenas uma classe de medicamento e se fosse necessário iria–se adicionar outros medicamentos durante o tratamento. Apesar de gerar um alerta, o sistema é sincronizado com o tratamento realizado. A lista de exames sobrando é feita em relação ao tratamento de hipertensão, portanto devem ser estudados para verificar se realmente existe um excesso.

Já na terceira consulta, o sistema volta a concordar com o profissional da área da saúde. Agora, quando o paciente retorna, a pressão já está de volta aos valores considerados normais. Nesse caso, o médico não altera a medicação, mantendo os medicamentos que estão controlando a hipertensão arterial.

Em nenhuma consulta faltam informações consideradas essenciais, isso porque de acordo com o *guideline* os únicos exames considerados essenciais para a hipertensão são a pressão sistólica e a pressão diastólica. E eles são feitos nas três consultas.

Discussão

Atualmente, é consenso que, de acordo com o estado da arte, a utilização de *guidelines* é a maneira mais eficaz de se melhorar a qualidade do tratamento médico, fato que foi rigorosamente demonstrado por Grimshaw e Russel [8], enquanto reduz o aumento progressivo dos custos do tratamento médico [7].

O desenvolvimento de novos modos de interação com um *guideline* podem trazer ainda mais melhorias ao tratamento clínico. No caso do modo auditor, o sistema parece se tornar uma fonte de informação poderosa para analisar e avaliar o tratamento realizado por um profissional da área da saúde.

Ao disponibilizar novas modos de trabalhar com a informação descrita num *guideline* automático, aumenta-se a faixa de possíveis usuários. Portanto, a opção de novos modos de interação pode resultar num aumento no uso de *guidelines* clínicos, o que pode levar a uma melhora no tratamento clínico.

Referências

[1] Open Clinical. Summary descriptions of methods for specifying computer-interpretable guidelines and associated software tools for authoring and executing guideline applications. Technical report, http://www.openclinical.org/methodssummaries.html, 2001.

[2] M.K. Goldstein , B.B. Hoffman, R.W. Coleman, M.A. Musen, S.W. Tu, A. Advani, R. Shankar, and M. O'Connor. Implementing clinical practice guidelines while taking account of changing evidence: ATHENA, an easily modifiable decision-suport system for managing hypertension in primary care. American Medical Informatics Association (AMIA) Annual Symposium, volume 20:300-304. 2000.

[3] P.D. Johson, S. Tu, N. Booth, B. Sugden, and P. Ian. Using Scenarios in chronic disease management guideline for primary care. AMIA Annual Symposium, 389-393, Los Angeles, CA, 2000.

[4] IV Diretrizes Brasileiras de Hipertensão Arterial realizada em conjunto pelas Sociedades Brasileiras de Nefrologia, Cardiologia e Hipertensão. 2002.

[5] S.W. Tu, and M.A. Musen. Representation formalisms and computational methods for modeling guideline-based patient care. Technical report, Stanford Medical Informatics, Stanford University School of Medicine. 2001.

[6] J. Wainer, A.M. Monteiro, M.S. Anção, and D. Sigulem. ST-Guide: a state/transition representation model for clinical guidelines. Technical report, Instituto de Computação - Unicamp, 2002.

[7] Y. Shahar. Automated Support to Clinical Guidelines and Care Plans: The Intention-Oriented View. Technical report, Medical Informatics Research Center - Department of Information Systems Engineering - Ben Gurion University.2002.

[8] J.M. Grimshaw, and I.T. Russel. Effect of clinical guidelines on medical practice: A systematic review of rigorous evaluations. *Lancet*, 342: 1317–1322. 1993.

FIBROBLAST CULTURE ON TITANIUM COATED WITH HYDROTHERMAL ELECTROCHEMICAL CATIO$_3$

J. P. Wiff[*], V. M. Fuenzalida[*], C. Pacheco[**], A. Sandes[**], M. Redígolo[**,***]

*Universidad de Chile, FCFM, Department of Physics, Santiago, Chile.
**Universidade do Vale do Paraiba, IP&D, Sao José dos Campos, SP, Brazil.
Present address: ***Vanderbilt University, Department of Physics and Astronomy, Nashville, USA.

E-mail: jpwiff@dfi.uchile.cl

Abstract: A hydrothermal electrochemical method (HE) was used for fabrication of a $CaTiO_3$ coating, in order to increase the biocompatibility of titanium implants. HE was proposed due to its simplicity, low cost and its capability to coat implants of complex shapes. The biocompatibility of $CaTiO_3$ coatings was evaluated using a fibroblast culture on biomedical titanium substrates. Optic and scanning electron microscopy was used in order to observe the evolution of fibroblast culture in each kind of samples for 1, 7 and 14 days. The viability was evaluated using Elisa test during the same period. The results suggest that our hydrothermal $CaTiO_3$ layer has a good biocompatibility with fibroblast in in-vitro testing conditions.
Key-words: Fibroblast, Hydrothermal, MTT, Biocompatibility, and Calcium titanate.

Introduction

Titanium is widely used as implant in biomedical engineering [1] due to its good mechanical and physical properties e.g. Young's modulus, tensile strength and density [2]. However, when the titanium is implanted into the body it is encapsulated due to its inert character [3]. Researchers with background in different fields have been fabricating diverse coatings for induce a more biocompatible response of the titanium implant [4].

This work proposes the hydrothermal electrochemical method (HE) for fabrication of calcium titanate coatings, in order to increase the biocompatibility of titanium-based implants [5]. Thin film fabrication by the HE has been studied because of its capability to coat complex shapes, even if the substrate has internal cavities. In this context, the HE method could be a prospective industrial tool to develop implants with better biocompatibility.

In previous works [5,6] it has been shown that $CaTiO_3$ coatings induce the precipitation and formation of some kind of calcium phosphate layer on the $CaTiO_3$, when the treated implant is evaluated using simulated body fluid (SBF).

Several techniques have been used in order to incorporate calcium into the titanium surface. Generally calcium is incorporated directly as calcium phosphate. However, another direction in this field can be considered: the introduction of calcium, in other to induce the generation of hydroxyapatite around the implant after the interaction with body fluids, which contain phosphor ions.

Set-up

In order to generate a $CaTiO_3$ (CT) coating on titanium [5] the samples were grown by the HE method in an autoclave under the following conditions: temperature of 200º C, pressure of 2 MPa, electric current density of 25-30 mA/cm^2 between the electrodes during 30 minutes.

Titanium was used as work electrode and Ti6Al4V as counter electrode. The dimensions of each electrode were 10x10x1 mm.

The HE consist in the immersion of a titanium piece inside of a $Ca(OH)_2$ solution at pH>13.5. Afterwards, the temperature is increasing up to 200º C. At this temperature the following reactions have been proposed to explain the $CaTiO_3$ formation [4].

$$TiO_2 + 2H_2O = Ti(OH)_4(aq)$$
$$Ti + 2H_2O = TiO_2 + 2H_2 \uparrow$$
$$Ca^{2+} + Ti(OH)_4(aq) = CaTiO_3 + 2H^+ + H_2O$$

Methodology

Titanium grade IV (biomedical grade) was used as substrate. The samples were divided in two groups: Type R or CT-coated samples and type C or no CT-coated samples. Additionally, both groups were subdivided in three different groups, depending of its roughness Ra, as shows the Table I:

Table I: Substrates used in fibroblast culture

Type	R	C	Observation
1	R1	C1	Ra = 4.5 um
2	R2	C2	Ra = 1.0 um
3	R3	C3	Ra = 0.2 um

Fibroblast culture was performed at 37ºC in atmosphere enriched with a 5% CO_2 during 1, 7 and 14 days.

The fibroblasts used are described in Table II.

Table II: Fibroblast description

Characteristic	Description
Animal	Cercopithecus aetthiops
Tissue	Normal kidney
Nomenclature	Vero, ATCC, nº CCL-81
Extraction data	27 march 1967, Japan

Five samples of each subgroup were evaluated by Elisa test or MTT method [7] (viability test) at 1, 7 and 14 days. Another 5 samples were prepared in parallel for optic and scanning electron microscopy characterisation. The dehydration of each sample was made by means of successive baths of ethanol at 70, 80, 90 and 100%.

Adhesion and proliferation were evaluated by scanning electron microscopy.

Equipment

The specimens were observed under scanning electron microscopy (SEM), using a microscope Jeol model JSM- 5900LV at the Brazilian Synchrotron Light Laboratory – LNLS.

An Olympus 5000 optic microscope was used for observing the cells attached on the surface of each sample.

A Count Packard 2009-0020 spectrometer was used for evaluating the viability at different days.

Results

Optic Microscopy

Some cells were cultivated, as a control sample, directly on the bottom of the polymeric flask used in the fibroblast culture. The cell density on this kind of sample was used as reference for calculating the relative proliferation. Figures 1, 2 and 3 show the cells cultivated directly on the polymer surface at 1, 7 and 14 days respectively. The cell density was estimated using the software ImageTool 3.0.

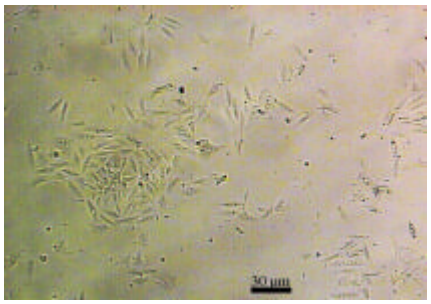


Fig. 1 Cells on the polymeric surface after 1 day

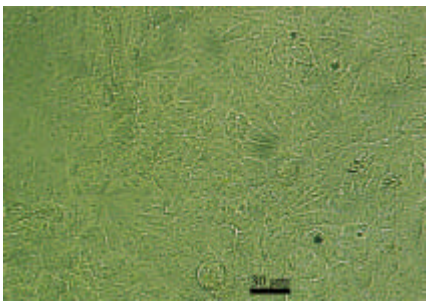


Fig. 2 Cells on the polymeric surface after 7 days

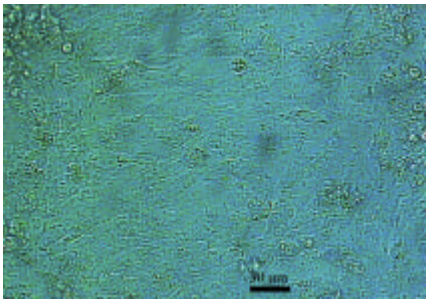


Fig. 3 Cells on the polymeric surface after 14 days

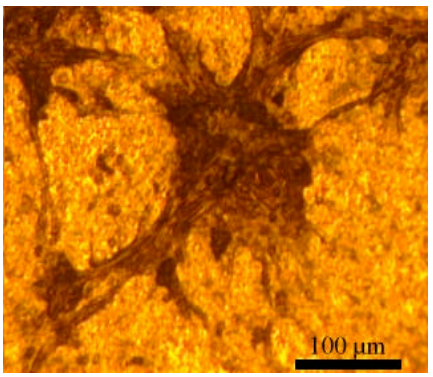


Fig. 4 Spread cell on CT-coated sample R2 after 14 days

The Table III shows the tendency of cellular density on the polymer surface.

Table III: Cell density at different days

Day	Cell Density [cell/cm^2]
1	6700 ± 260
7	20000 ± 380
14	29700 ± 350

Scanning Electron Microscopy

Qualitative analyses of cellular adhesion were performed in each kind of samples type R and C. In this work are presented only a few images of each kind of samples in order to show the trend.

Day 1st

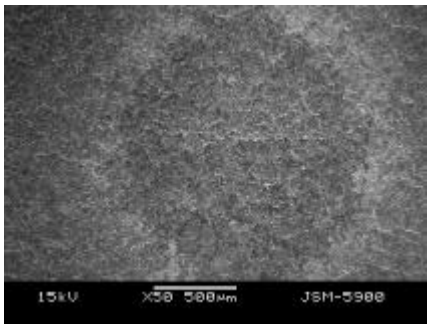


Fig. 5 Sample C1 after 1 day in cell culture

Day 7th

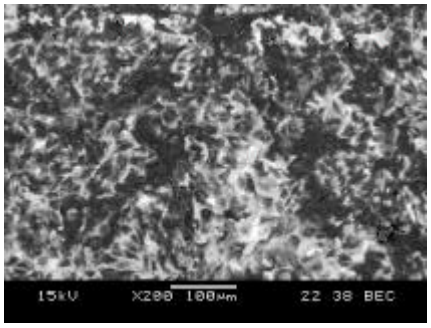


Fig. 6 Sample C1 after 7 days in cell culture

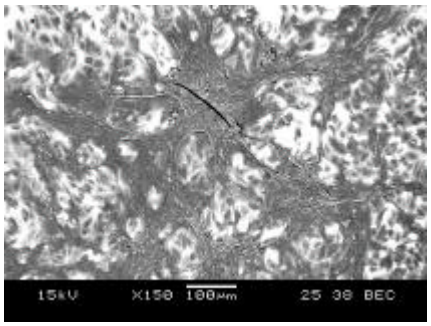


Fig. 7 Sample R2 after 7 days in cell culture

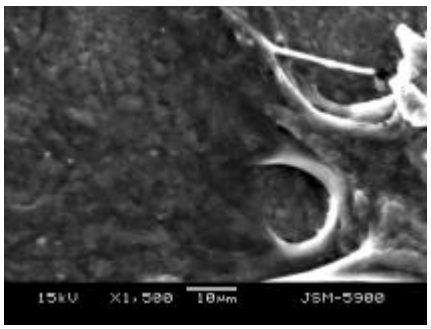


Fig. 8 Zoom of substrate-cell interaction in R2 sample

Day 14th

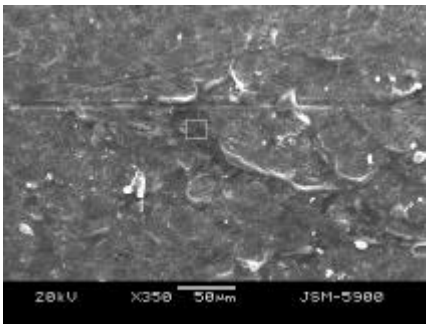


Fig. 9 Sample C1 after 14 days in cell culture

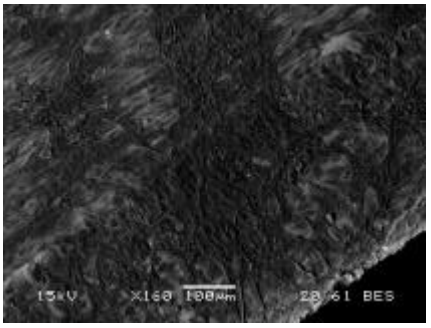
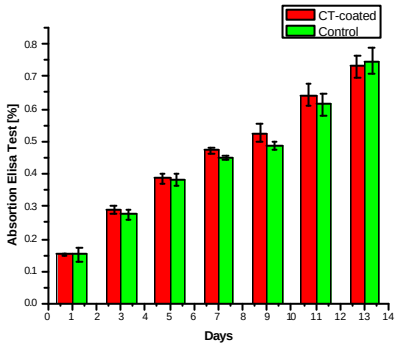


Fig. 10 Confluence on sample R2 after 14 days

MTT assay

The viability was evaluated in each kind of sample using the cells cultivated directly on the polymeric flask as reference.



Graphic 1 Elisa test of samples type R2 and control sample (cultivated on the polymeric surface) at different days.

Discussion

The optic microscopy confirms that polymeric flask is a good substrate for culturing the fibroblasts because the cell density increased very quickly (Figures 1-3 and Table III).

After 1 day the fibroblasts show an elongated shape, typical from attached cells; however no spread cell were observed. After 7 and 14 days the population increased greatly and spread cells were observed.

Optical micrographs from substrates type R, or coated samples, at 14 days (Fig. 4) show well spread cells especially in samples type R2, where more bioactivity was detected.

The SEM micrographs (Figures 5-11) show the evolution of population on the CT-coated and no coated samples. After 1 day in fibroblast culture, no attached cells were detected in each kind of samples, but some evidence (EDS, not shown) of interaction between the cell and substrates was detected in the form of a typical dark zone in the middle of the titanium samples, see Fig. 5 (coated or uncoated samples).

A few cells on the control samples were attached after 7 days, but they were not colonised completely. In the Fig. 6, it is possible to distinguish the cells (dark zone) from the titanium substrate (light zone) using the backscattering technique. The cells were a little bit spread but not like the cells cultivated on the CT-coated samples (Fig. 7).

The Fig. 7 shows the cells on the CT-coated samples. The cells are very well spread and a large proportion of the surface is completely colonised by fibroblasts. Fig. 8 is a zoom from the interaction zone between cells and the coated substrate. In this figure it is possible to observe pseudopodes from the cells toward the substrate, evidencing a good adhesion and interaction between the cell and coating.

In another figure (not shown), corresponding to control samples, it was not possible to observed the same behaviour at the interaction zone, only cells adsorbed and not very well attached are seen, like in CT-coated samples.

After 14 days, in control samples, the population increased and more cells were spread on the surface, but confluence was not detected (the colonisation was not complete, Fig. 9). At the CT-coated samples, especially in samples type R2, confluence was detected (Fig. 10). In this case, the colonisation was complete and the cells grew even on the borders of the coated sample as shown the Fig. 10.

In other types of CT-coated samples the confluence was incomplete (not shown) but it is higher than the control samples.

The adhesion after 14 days it is evident in CT-coated samples and there are many pseudopodes between the cells and the coating.

MTT assay shows that the CT coating is compatible with the fibroblast culture. It is usual to consider the polymer flask as the best substrate in the cell culture. In this case, the cell activity on the CT-coated sample is referred to the activity in the polymer flask [7] as the following formula:

$$Viability[\%] = \frac{Coated\_sample\_Absorption}{Polymer\_susbtrate\_Absorption} \times 100$$

In this case, the Graphic 1 shows the absorption, recorded by Elisa test, from R2 and control samples. The absorption of samples type R2 is higher than the absorption of control samples, indicating a higher mitochondrial activity. Only after 13 days the control samples has a better response in comparison with CT-coated sample, but the difference between them is within the error range.

Conclusion

Calcium titanate coating on titanium has a very good biocompatible character when it is evaluated in fibroblast culture. Additionally, the hydrothermal electrochemical method promises to be useful for producing this kind of coating at an industrial scale.

Acknowledgements

This work was supported by the Chilean government under grant FONDAP 11980002 and fellowships given by CONICYT and MECESUP UCH 0205 project. The authors are grateful with LNLS, Campinas, Brazil, by the facilities in scanning electron microscopy used in this work.

References

[1] L.L. HENCH AND E.C. ETHIDGE, *Biomaterials. An Interfacial Approach*. New York: Academic Press, 1982.

[2]BRUNETTE D M, TENGVALL D, TEXTOR M, AND THOMSEN P, *Titanium in medicine*, Berlin: Springer, 2001.

[3] HAN Y, HONG S-H AND XU H, "Structure and in vitro bioactivity of titania-based films by micro-arc oxidation" 2003 *Surf. Coat. Technol.* **168** 249.

[4] HAMADA K, KON M, HANAWA T, YOKOHAMA K, MIYAMOTO Y, ASAOKA K, "Hydrothermal Modification of titanium surface in calcium solutions". *Biomaterials*, 2002, **23** 2265-72.

[5] WIFF J.P, FUENZALIDA V.M, ZARATE R.A, ARIAS J.L AND FERNANDEZ M.S, "Characterization of hydrothermal-electrochemical calcium titanate coatings on titanium and biomedical titanium alloy" *Journal of Physics Condensed Matter*, 2004, **16**, 1345-50.

[6] WIFF J.P, FUENZALIDA, R.A, ARIAS J.L AND FERNANDEZ M.S, submitted to *Journal of Material Research*, 2004

[7] YANG Y, TIAN J, DENG L, ONG, J, "Morphological behavior of osteoblast-like cells on surface-modified titanium in-vitro" *Biomaterials*, 2002, **23**, 1383-89.

Detecção de Carcinoma Baso-Celular através do Processamento de Espectro Raman

A. R. de Paula Jr., A. A. Martin, C. J. T. Criollo e L. O . Nunes

Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento - IP&D
Universidade do Vale do Paraíba - UNIVAP
São José dos Campos, SP, Brasil

e-mail: alderico@univap.br

Abstract: A set of 53 Raman spectra was acquired from normal and malignant (Basal Cell Carcinoma) skin tissue samples using a FT-Raman spectrometer. Twenty samples were histopathologically diagnosed as normal and the remaining as basal cell carcinoma. The Raman spectra were grouped into training and validation matrices. Using different sets of variables the matrices were compressed to ten variables using the principal component analysis method. For each training set, the centroids were determined for normal and malignant samples and, then, the Mahalanobis distances to the centroids were computed for different numbers of principal components. When the first five principal components were used, the classification process reached a correct classification rate of 100%.
Palavras Chaves: Espectroscopia Raman, Carcinoma Baso-Celular, Componentes Principais e Classificador por Distância de Mahalanobis.

Introdução

As formas mais comuns de câncer de pele em humanos são os não-melanomas. A maioria destes casos é de Carcinomas Baso-Celular (CBC) e Espino-Celular (CEC) [1]. O CBC é o de maior incidência. É conhecido, que todos os estados de doenças são causados por alterações na estrutura bioquímica celular [2-4]. Uma análise qualitativa destas alterações bioquímicas pode fornecer importantes informações na pesquisa para um diagnóstico e uma análise quantitativa das anormalidades bioquímicas é importante para determinar o processo da doença.

Atualmente, o método convencional para análise de tecidos é o exame histopatológico. Entretanto, o diagnóstico histopatológico requer a remoção do tecido e analisa somente as anormalidades morfológicas ao invés de diferenças bioquímicas, não fornecendo um diagnóstico em tempo real e não conseguindo quantificar a extensão da doença, particularmente em estágios iniciais. Por estas razões, técnicas não invasivas que sejam capazes de fornecer um diagnóstico em tempo real e informações quantitativas sobre a bioquímica dos tecidos estão sendo extensivamente estudadas [4]. Muitos métodos físicos para análise *in situ* de tecidos biológicos têm sido explorados, mas a investigação molecular por espectroscopia vibracional possui grandes vantagens sobre outros métodos. A espectroscopia Raman tem recentemente sobressaído como uma técnica para caracterização de estrutura molecular de tecidos normais e patologicamente alterados [2-6].

Neste trabalho, foi utilizada a técnica de espectroscopia Raman com transformada de Fourier (TF), a fim de investigar as alterações que ocorrem nas estruturas moleculares de tecidos de pele humana normais e com Carcinoma Baso-Celular. O objetivo deste estudo é determinar algoritmos para processar os espectros Raman de forma a classificar o tecido que gerou o espectro em não patológico ou CBC.

Material e Métodos

As amostras de neoplasias malignas foram obtidas através de cirurgias realizadas em pacientes na Unidade de Pronto Atendimento (UPA) do Sistema Municipal de Saúde de São José dos Campos e as amostras de peles normais obtidas em cirurgias plásticas, ambos sob a coordenação do cirurgião responsável. As amostras foram obtidas por procedimentos cirúrgicos com biópsias excisionais em lesões de pele humana suspeitas de CBC. O material retirado foi dividido em duas partes, sendo a parte maior enviada para o diagnóstico histopatológico e a outra bipartição, cedida para o seu estudo ex vivo pela técnica de espectroscopia FT-Raman.

Após a obtenção cirúrgica das amostras, estas foram devidamente identificadas e congeladas em nitrogênio líquido (-196ºC) e transportadas até o Laboratório de Espectroscopia Vibracional Biomédica (LEVB), no Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da UNIVAP - São José dos Campos, S.P.

Os pacientes foram informados da realização da pesquisa, recebendo um formulário de consentimento com informações básicas sobre a técnica de espectroscopia FT-Raman. O presente trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da UNIVAP, protocolo nº 060/2001/CEP.

Para a realização da espectroscopia Raman, utilizou-se o equipamento FT-Raman RFS100 da Bruker - Alemanha. As amostras foram descongeladas individualmente, à temperatura ambiente e mantidas

úmidas, com solução fisiológica a 0,9% (ASTER®) até a coleta dos dados Raman.

Neste artigo os vetores serão representados por letras minúsculas em negrito, matrizes em letras maiúsculas em negrito e o transposto de vetor ou matriz pela letra T maiúscula sobrescrita após o nome do vetor ou matriz. O espectro de uma dada amostra gerada no espectrômetro TF é formatado no vetor de entrada $\mathbf{x} \in R^{1 \times 623}$. Cada elemento do vetor de entrada representa a intensidade de uma banda espectral do deslocamento Raman na faixa de 600 a 1800 cm^{-1}.

As técnicas de reconhecimento de padrão, em geral, são constituídas das seguintes fases [7]: (a) pré-processamento dos sinais adquiridos visando a redução do ruído e a correção das distorções dos sistemas de aquisição de dados, (b) redução da dimensionalidade das variáveis visando reduzir a redundância dos dados adquiridos e maximização das características que facilitam a fase de classificação e (c) classificação dos dados compactados. Nesta última fase utiliza-se um classificador que, baseado no aprendizado obtido a partir de um conjunto de treinamento, classifica os espectros adquiridos em classes pré-definidas que, neste estudo, se resumem em tecido não-patológico e CBC.

A fase de pré-processamento consistiu apenas em ajustar a intensidade dos espectros (conjunto de bandas espectrais) entre os valores zero e um.

Devido à grande dimensionalidade dos espectros adquiridos, 623 bandas espectrais, a segunda fase do processamento constituiu-se na redução da dimensionalidade do vetor de entrada combinando três procedimentos: (a) seleção de regiões espectrais nas quais os espectros de amostras de CBC se diferenciam significativamente dos espectros dos tecidos não-patológicos, (b) seleção de bandas espectrais nas quais a média dos valores das amostras de CBC diferia com significâncias maiores que 0,05 da média dos valores das amostras dos tecidos normais e (c) análise por componentes principais. A Figura 1 apresenta um espectro Raman típico de um tecido não-patológico e o de um CBC. O sinal df , quando em nível alto, indica qual banda espectral do tecido normal apresenta diferença significativa do CBC.

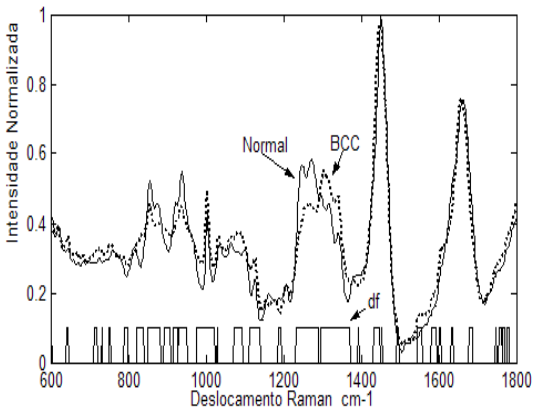


Figura 1 Espectros Raman típicos

Analisando a Figura 1 constatou-se que a região espectral de 800 a 1400 cm^{-1} é aquela na qual os espectros dos tecidos normais mais se diferenciam dos tecidos CBC.

A técnica de componente principal [8] para a redução da dimensionalidade consiste em aplicar uma transformação linear nas variáveis originais gerando um novo conjunto de variáveis denominadas de componentes principais. Os componentes principais são ortogonais entre si e, portanto, não contêm informações redundantes. O primeiro componente principal é um eixo no qual ao se projetar o valor das amostras forma-se uma nova variável cuja variância é a máxima possível. O segundo componente principal é um novo eixo perpendicular ao primeiro. Ao se projetar o valor das amostras neste novo eixo forma-se uma nova variável cuja variância é a máxima possível. Os demais eixos são formados de forma similar. O número de componentes principais é igual ao número de variáveis originais, entretanto, as primeiras variáveis principais representam, em geral, a maior parte da variância e podem representar de forma adequada os valores das amostras.

As coordenadas dos valores das amostras no novo sistema são denominadas escores. Uma forma de determinar os componentes principais de uma matriz **X** formada de n casos (espectros das amostras de tecidos) com m variáveis (intensidade das cada banda espectral) consiste na decomposição da matriz **X** em valores singulares, formando três novas matrizes denominadas **U**, **S** e **V** de tal forma que $\mathbf{X} = \mathbf{U}*\mathbf{S}*\mathbf{V}^T$. A matriz **S** é diagonal e contém os valores singulares de **X**. As matrizes **U** e **V** são ortogonais de dimensão n por n e m por m, respectivamente. A matriz $\mathbf{T} \in R^{n \times m}$ das novas coordenadas (escores) pode ser calculada das seguintes formas: $\mathbf{T} = \mathbf{U}*\mathbf{S} = \mathbf{X}*\mathbf{V}$.

O número de componentes principais a ser considerado depende da variância dos primeiros componentes principais e da relevância destes componentes para a aplicação específica. Os escores referentes aos primeiros k componentes principais da matriz **X,** formando a matriz compactada $\mathbf{T_k} \in R^{n \times k}$, podem ser calculados através das seguintes equações: $\mathbf{T_k} = \mathbf{X}*\mathbf{V}(:,1:k)$, onde $\mathbf{V}(:,1:k)$ representa as k primeiras colunas da matriz de carga **V**.

O classificador por distância de Mahalanobis [9] mostrou-se adequado para classificar os espectros adquiridos. Para utilizar este classificador é necessário ter um conjunto de espectros para cada classe a ser classificada, formando as matrizes de treinamento $\mathbf{XT}_j$ para $1 \leq . j \leq J$, onde J é número de classes. Os espectros de cada matriz de treinamento devem ser inicialmente pré-processados e compactados utilizando-se os métodos acima descritos. Para cada matriz de treinamento compactada, por exemplo, para o grupo J, é calculada a matriz de covariância $\mathbf{C_j}$ e a média de cada variável, m(j,i), para $1 \leq . i \leq k$, onde k é o número de componentes principais escolhidos. O vetor das médias $\mathbf{m_j} = [m(j,1)\ m(j,2)\ ...\ m(j,\ k)]^T$ define o centróide do grupo J. A distância de Mahalanobis de um vetor **x**

$\in R^{1 \times k}$ ao centróide do grupo J pode ser calculado pela seguinte equação: $D_{xj} = (\mathbf{x}^T - \mathbf{m_j})^T * \mathbf{C_j}^{-1} * (\mathbf{x}^T - \mathbf{m_j})$. Para se classificar um vetor **x** referente a uma determinada amostra de tecido calcula-se a distância de Mahalanobis ao centróide de cada classe e, em seguida, escolhe-se a classe que tenha a menor distância de Mahalanobis.

Resultados

Os 53 espectros adquiridos de tecidos não-patológicos e CBC foram originalmente organizados em duas matrizes: a de treinamento $\mathbf{XT} \in R^{34 \times 623}$ formada por 14 espectros de tecido sadio e 19 de CBC e a matriz de validação $\mathbf{XV} \in R^{19 \times 623}$ formada por 6 espectros de tecidos sadios e 13 de tecidos CBC. Inicialmente, na fase de pré-processamento, os valores dos elementos de cada espectro foram normalizados de forma que o maior valor valesse um e o menor, zero. Visando escolher as faixas espectrais que melhor diferenciam os espectros das amostras de tecidos não-patológicos dos de CBC quatro conjuntos de bandas espectrais foram selecionados: (a) Todas as bandas espectrais dos sinais coletados, formando as matrizes $\mathbf{X0T} \in R^{34 \times 623}$ e $\mathbf{XOV} \in R^{19 \times 623}$; (b) As bandas espectrais dos sinais coletados nas quais as médias da intensidade espectral das amostras de tecidos sadios e CBC diferem com um nível de significância maior que 0,05 usando o teste de Kruskal-Wallis, formando, desta forma, as matrizes $\mathbf{X1T} \in R^{34 \times 184}$ e $\mathbf{X1V} \in R^{19 \times 184}$; (c) Todas as bandas espectrais na região entre 800 a 1400 cm^{-1}, formando as matrizes $\mathbf{X2T} \in R^{34 \times 320}$ e $\mathbf{X2V} \in R^{19 \times 320}$ e (d) As bandas espectrais na região entre 800 a 1400 cm^{-1} nas quais as médias das intensidades das amostras de tecidos sadios e CBC diferem com um nível de significância maior que 0,05 usando o teste de Kruskal-Wallis e formando as matrizes $\mathbf{X3T} \in R^{34 \times 117}$ e $\mathbf{X3V} \in R^{19 \times 117}$.

As matrizes de treinamento (**X0T**, **X1T**, **X2T** e **X3T**) foram decompostas em valores singulares e as matrizes de carga, $\mathbf{V0T_{10}} \in R^{623 \times 10}$, $\mathbf{V1T_{10}} \in R^{184 \times 10}$, $\mathbf{V2T_{10}} \in R^{320 \times 10}$ e $\mathbf{V3T_{10}} \in R^{117 \times 10}$ foram geradas para os 10 primeiros componentes principais. As matrizes de cargas foram utilizadas para gerar as matrizes de escores de treinamento $\mathbf{YiT_{10}}$ e de validação $\mathbf{YiV_{10}}$ para $0 \le i \le 3$ utilizando-se o método anteriormente descrito. A Tabela 1 apresenta a variância normalizada (em percentagem) para os cincos primeiros componentes principais (CP) das matrizes de treinamento.

Tabela 1: Variância Normalizada dos 5 primeiros CP

CP	**X0T**	**X1T**	**X2T**	**X3T**
1	97,49	97,29	97,61	97,79
2	0,75	1,12	0,80	1,27
3	0,50	0,60	0,40	0,27
4	0,30	0,32	0,21	0,14
5	0,11	0,12	0,12	0,07

A Figura 2 apresenta os escores relativos aos dois primeiros componentes principais gerados a partir da matriz **X0T** e a Figura 3 os escores relativos ao segundo e ao terceiro componente principal da mesma matriz. Nestas figuras, o caractere + representa tecido normal e o caractere *, CBC.

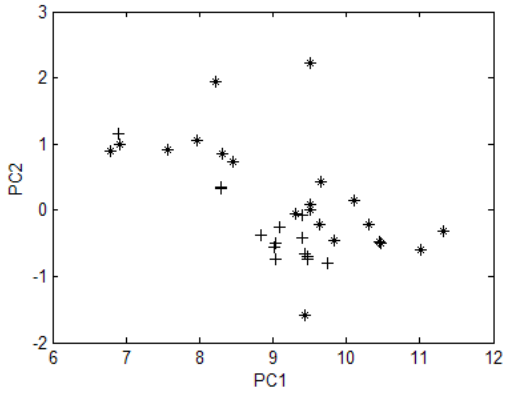


Figura 2 Escores do primeiro e segundo CP

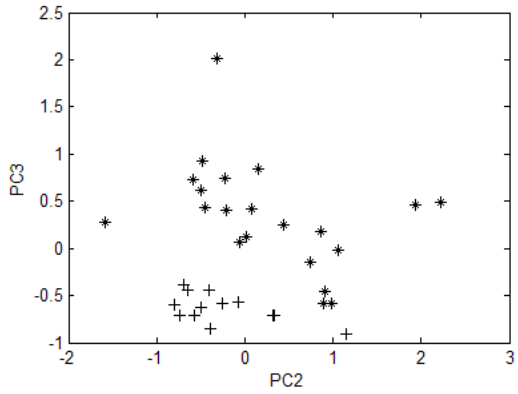


Figura 3 Escores do segundo e terceiro CP

Observa-se na Tabela 1 que o primeiro componente principal captura mais que 97% da variância dos sinais de todas as matrizes de treinamento, entretanto, analisando-se a Figura 2 verifica-se que o primeiro componente principal não contém informações que permitam distinguir os dois tipos de tecido. Esta informação é captada principalmente pelo segundo e terceiro componente principal como é mostrado na Figura 3.

A primeira fase da classificação consistiu no cálculo do centróide das matrizes de treinamento para as amostras de tecidos sadios e CBC. Em seguida foram calculadas as distâncias de Mahalanobis de todos espectros compactados ao centróide das matrizes de treinamento para os k primeiro componentes principais, k variando de dois a dez. Utilizando-se o classificador por distâncias de Mahalanobis os tecidos foram classificados para cada tipo de matriz de treinamento e para os diferentes números de componentes principais. A percentagem de acerto na classificação é apresentada na Tabela 2. Nesta tabela NCP representa o número de componentes principais, MT representa amostras das

matrizes de treinamento e MV amostras da matriz de validação.

Tabela 2: Taxa de acerto na classificação

NCP		**XOT**	**X1T**	**X2T**	**X3T**
2	MT	82,8	94,3	97,1	97,1
	MV	68,4	89,5	94,7	100
3	MT	97,1	97,1	97,1	97,1
	MV	94,7	94,7	94,7	100
4	MT	97,1	97,1	97,1	97,1
	MV	94,7	100	100	100
5 a 10	MT	100	100	100	100
	MV	100	100	100	100

Analisando-se os dados da Tabela 2 pode-se concluir que são necessários pelo menos cinco componentes principais para classificar corretamente todos os espectros adquiridos. Constata-se, ainda, que a melhor seleção das variáveis antes de aplicar a redução da dimensionalidade por componentes principais foi a escolha das bandas espectrais nas quais a média dos valores dos tecidos não patológicos diferenciaram com nível de significância maior que 0,05 da média dos valores de CBC na região espectral de 800 a 1400 cm^{-1}.

Discussão

Neste estudo foi analisada a combinação das técnicas de componente principal e classificador por distância de Mahalanobis para classificar os espectros Raman adquiridos de amostras de tecidos não-patológicas e CBC. A técnica de componentes principais foi utilizada para reduzir a dimensionalidade do número de variáveis e redundância nelas contida. Utilizando-se esta técnica foi possível reduzir o número de variáveis de 623 para 5 o que facilitou a fase de classificação. A seleção das bandas espectrais antes da aplicação de componentes principais influenciou também no resultado da classificação das amostras. O melhor resultado foi obtido quando foram escolhidas na região espectral 800 a 1400 cm^{-1} as bandas espectrais nas quais a média dos valores dos tecidos não patológicos diferenciava significativamente da média dos valores referentes aos tecidos CBC.

O classificador por distância de Mahalanobis mostrou-se adequado para a aplicação descrita neste trabalho devido ao fato das regiões de decisão serem simples. Com este classificador foi possível classificar corretamente todos os espectros adquiridos quando o número de componentes principais utilizados na redução de dimensionalidade era igual ou superior a cinco.

Um outro resultado importante foi a constatação de que analisando-se as bandas espectrais entre 800 a 1400 cm^{-1} produziu-se um melhor resultado na classificação do que se fossem consideradas todas as bandas espectrais. Este fato permite reduzir a faixa de varredura do espectrômetro e, conseqüentemente, reduzir o tempo de aquisição dos dados.

Finalmente, pode-se concluir que o método proposto neste estudo para processar os espectros Raman adquiridos de um espectrômetro TF mostrou-se adequado para diferenciar tecidos não-patológicos dos CBC. Estes algoritmos poderiam ser implementados em um sistema de espectroscopia Raman portátil que poderia ser utilizado em salas de cirurgia para analisar amostras do tecido em poucos minutos, evitando assim o exame histológico.

Como trabalho futuro pretende-se estudar a possibilidade de acoplar uma fibra ótica ao espectrômetro para detectar a presença de CBC *in v*ivo o que permitirá ao cirurgião decidir da remoção ou não de um tecido durante a cirurgia.

Agradecimentos

Os autores agradecem apoio da FAPESP (01/14384-8) e do CNPq (302393/2003-0)

Referências

[1] Alam M., Ratner D., "Cutaneous squamous cell carcinoma", *The New England Journal of Medicine*, 344(13):975-983, 2001.

[2] Mahadevan-Jansen A., Richards-Kortum R., "Raman Spectroscopy for the Detection of Cancers and Pre-cancers", *Journal of Biomedical Optics*, 1(1):31-70, 1996.

[3] Mahadevan-Jansen A., Richards-Kortum, R. "Raman Spectroscopy for cancer detection: A review", *Proceedings - 19th International Conference*, pp. 2722-2828, 1997.

[4] Schrader B., et al., "NIR Raman spectroscopy in medicine and biology: results and aspects", *Journal of Molecular Structure*, 480-481:21-32, 1999.

[5] Kaminaka S., et al., "Near-infrared multichannel Raman spectroscopy toward real-time in vivo cancer diagnosis", *J Raman Spectrosc*, 33(7): 511-516, 2002.

[6] Nunes L. O., et al., "FT-Raman Spectroscopy study for skin cancer diagnosis", *Spectroscopy*, 17(2-3): 597-602, 2003.

[7] Friedman M. and Kandel, A., *Introduction to Pattern Recognition*, Kandel-Word Scientific, 1999.

[8] Jackson, J.E., *A User Guide to Principal Components*, John Wiley & Sons, 1991.

[9] Hair Jr., J.F. et al *Multivariate Data Analysis" Printice Hall*, Fifth Edition, 1998.

ANÁLISE DO EEG DURANTE FOTO-ESTIMULAÇÃO INTERMITENTE ATRAVÉS DAS COERÊNCIAS MÚLTIPLA E PARCIAL

A. M. F. L. Miranda de Sá* e D. D. Ferreira*

* Univ. Federal de São João del-Rei/Departamento de Engenharia Elétrica, São João del-Rei, Brasil

e-mail: amiranda@ufsj.edu.br

Abstract: Techniques for investigating synchronism in the EEG during intermittent photic stimulation (IPS), based on the multiple and partial coherence, have been presented. Such techniques were evaluated through Monte Carlo simulations and applied to the EEG of normal subjects during IPS. The results from simulation allowed verifying that partial coherence removing the contribution of the stimulation signal is suitable for quantifying the relationship of activities not synchronized with the stimulation. The results with EEG signal were found to be compatible with those from simulation.
***Palavras Chave*: Coerência, EEG, sincronismo.**

Introdução

O eletroencefalograma (EEG) corresponde ao registro no escalpo das variações de tensão resultantes da atividade elétrica cortical ao longo do tempo. Alterações no traçado EEG associadas a estados patológicos permitem elucidar processos eletrofisiológicos relacionados com uma grande variedade de disfunções do Sistema Nervoso Central [1]. Contudo, a interpretação do EEG é um processo bastante subjetivo e fortemente dependente da experiência do profissional clínico. Por isto, técnicas como a função de coerência (análoga ao coeficiente de correlação, porém no domínio da freqüência) vêm sendo desenvolvidas para tornar esse exame mais objetivo, facilitando o estudo da inter-relação no EEG.

A foto-estimulação intermitente (FEI), efetuada geralmente com luz estroboscópica (flash), é um procedimento de rotina na clínica. Durante esta, anormalidades podem ser acentuadas ou, até mesmo um sinal EEG, em princípio normal, tornar-se patológico. Além de provocar respostas foto-convulsivas em indivíduos susceptíveis, a FEI leva ao foto-recrutamento (FR), que são oscilações sincronizadas com a estimulação. Apesar de ser um achado comum, o FR não apresenta grande aplicabilidade clínica, pois anormalidades deste, como assimetrias, alterações de amplitude ou até sua ausência não podem ser associadas diretamente a estados patológicos. Assim, o desenvolvimento de ferramentas para analisar o EEG com FR é fortemente justificado e constitui-se no objetivo deste trabalho.

As coerências múltipla e parcial (extensão multivariável da coerência simples) são empregadas para o processamento conjunto de um número maior de sinais EEG. A primeira corresponde à medida do quanto um sinal é explicado linearmente por um conjunto de sinais, enquanto que a última corresponde à coerência entre dois sinais após a remoção da contribuição de um outro grupo de sinais. Neste trabalho, as coerências múltipla e parcial foram simplificadas para o caso particular da estimulação ser periódica e determinística. Tais coerências foram então avaliadas em simulações Monte Carlo e aplicadas em sinais EEG durante FEI.

Materais e Métodos

A coerência (simples) entre os sinais discretos no tempo $y_1[k]$ e $y_2[k]$ pode ser estimada por [2]:

$$\hat{\gamma}^2_{y1y2}(f) = \frac{\left|\hat{S}_{y1y2}(f)\right|^2}{\hat{S}_{y1y1}(f)\hat{S}_{y2y2}(f)}\,, \tag{1}$$

onde o "^" sobrescrito representa estimativa e:

$$\hat{S}_{yqyp}(f) = \sum_{i=1}^{M} Y^*_{qi}(f)Y_{pi}(f) \tag{2}$$

é a estimativa do espectro cruzado para q≠p e do auto-espectro, caso contrário. Em (2), $Y_{qi}(f)$ é a Transformada de Fourier da i-ésima janela do sinal $y_{qi}[k]$ e "*" sobrescrito é o complexo conjugado.

Considerando-se o modelo linear bivariável da Figura 1, a coerência múltipla de $y_2[k]$ levando em consideração $y_1[k]$ e $x[k]$, pode ser estimada por [3]:

$$\hat{\gamma}^2_{y2:y1,x}(f) = \frac{\hat{\mathbf{S}}^H_{y1xy2}(f)\hat{\mathbf{S}}^{-1}_{y1xy1x}(f)\hat{\mathbf{S}}_{y1xy2}(f)}{\hat{S}_{y2y2}(f)} \tag{3}$$

onde:

$$\hat{\mathbf{S}}_{y1x\,y2} = \begin{bmatrix}\hat{S}_{y1y2}\\ \hat{S}_{xy2}\end{bmatrix},\quad \hat{\mathbf{S}}_{y1x\,y1x} = \begin{bmatrix}\hat{S}_{y1y1} & \hat{S}_{y1x}\\ \hat{S}_{xy1} & \hat{S}_{xx}\end{bmatrix} \tag{4}$$

em que, "H" e "-1" sobrescritos denotam, respectivamente, a matriz transposta conjugada e a matriz inversa.

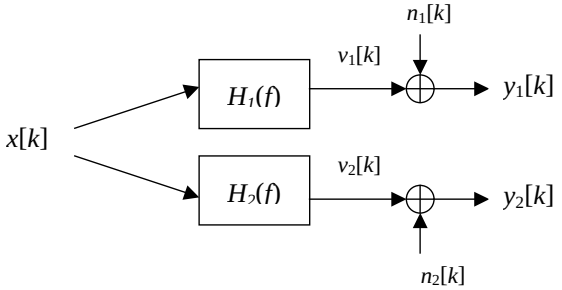


Figura 1: Modelo para o EEG durante estimulação sensorial, onde $y_1[k]$ e $y_2[k]$ são os sinais registrados em duas posições no escalpo e compostos por uma parcela devido à estimulação $x[k]$, $v_1[k]$ e $v_2[k]$ e outra relativa ao EEG de fundo $n_1[k]$ e $n_2[k]$.

Considerando-se o caso particular onde $x[k]$ é um sinal periódico e determinístico, $X_i(f)$ terá o mesmo valor em cada janela utilizada na promediação, ou seja, $X_i(f) = X(f)$, levando a algumas simplificações. Assim, após algumas manipulações algébricas, a coerência múltipla pode ser estimada por:

$$\hat{\kappa}^2_{y2:y1x} = \frac{\left(N\left|\hat{S}_{y1y2}\right|^2 - (\sum_{i=1}^{N} Y^*_{2i})(\sum_{i=1}^{N} Y_{1i})\hat{S}_{y1y2} - \hat{S}_{y2y1}(\sum_{i=1}^{N} Y^*_{1i})(\sum_{i=1}^{N} Y_{2i}) + \hat{S}_{y1y1}\left|\sum_{i=1}^{N} Y_{2i}\right|^2 \right)}{\hat{S}_{y2y2}\left[\hat{S}_{y1y1}N - \left|\sum_{i=1}^{N} Y_{1i}\right|^2 \right]} \quad (5)$$

onde N é o número de janelas e o índice f foi omitido por simplicidade. Para distinguir do caso geral, esta estimativa da coerência múltipla para $x[k]$ periódico é denotada neste trabalho por $\hat{\kappa}^2_{y2:y1x}(f)$.

De forma análoga à coerência múltipla, a coerência parcial entre os sinais $y_1[k]$ e $y_2[k]$, relacionados na Figura 1, removendo-se a contribuição do sinal de estimulação $x[k]$ (determinístico e periódico), também pode ser estimada independente deste último. Tomando a expressão geral da coerência parcial dada por [4]:

$$\hat{\gamma}^2_{y1y2\cdot x}(f) = 1 + \frac{\hat{\gamma}^2_{y2:y1x}(f) - 1}{1 - \hat{\gamma}^2_{xy2}(f)} \quad (6)$$

e considerando novamente o caso particular onde $x[k]$ é um sinal periódico e determinístico, tem-se $\hat{\gamma}^2_{y2:y1x}(f) = \hat{\kappa}^2_{y2:y1,x}(f)$ (equação 5). A coerência simples entre a estimulação e o sinal $y_2[k]$ no denominador da equação 6 pode ser estimada segundo [5]:

$$\hat{\gamma}^2_{xy2}(f) = \frac{\left|\sum_{i=1}^{N} Y_{2i}(f)\right|^2}{N\sum_{i=1}^{N}\left|Y_{2i}(f)\right|^2} = \hat{\kappa}^2_{y2}(f) \quad (7)$$

Assim, substituindo-se as equações (5) e (7) na equação (6) obtém-se a coerência parcial neste caso particular como:

$$\hat{\kappa}^2_{y1y2\cdot x}(f) = 1 + \frac{\hat{\kappa}^2_{y2:y1x}(f) - 1}{1 - \hat{\kappa}^2_{y2}(f)} \quad (8)$$

Esta expressão estima a coerência entre os sinais $y_1[k]$ e $y_2[k]$ (após remoção de $x[k]$) sem a necessidade de registrar o estímulo. Para distinguir da forma genérica $\hat{\gamma}^2_{y1y2.x}(f)$, a coerência parcial para este caso particular é denotada por $\hat{\kappa}^2_{y1y2.x}(f)$.

Para avaliar o desempenho das técnicas desenvolvidas, os sinais $y_1[k]$ e $y_2[k]$ foram simulados com um dado valor conhecido de $\kappa^2_{y2}(f)$ segundo [5]:

$$y[k] = \frac{f_s}{f_e}\sqrt{\frac{\sigma_n^2\kappa_y^2(f)}{L[1-\kappa_y^2(f)]}}x[k] + n[k] \quad (9)$$

onde L=1024 é o número de pontos usados em cada janela para o cálculo da Transformada de Fourier e f_s=384 Hz é a freqüência de amostragem. Com $x[k]$ sendo um trem de impulsos unitário, fe=6 Hz (frequência de estimulação).

Simulou-se a atividade de fundo do EEG, como sendo $n_1[k] = n[k] + n_1'[k]$ e $n_2[k] = n[k] + n_2'[k]$, em que, $n[k]$ é um ruído branco gaussiano de média zero e variância σ_n^2, submetido a uma filtragem passa faixa (10-13 Hz), e $n_1'[k]$ e $n_2'[k]$ são ruídos brancos não correlacionados entre si e com $n[k]$. Para fins comparativos, foram gerados também os sinais $y_1'[k]$ e $y_2'[k]$ representando os sinais do EEG na ausência de estimulação, o que é obtido fazendo-se $H_1(f)=H_2(f)=0$, levando a $y_1[k]=n_1[k]=y_1'[k]$ e $y_2[k]=n_2[k]=y_2'[k]$. Os sinais durante estimulação foram gerados com $H_1(f)=H_2(f)=1$, o que levou a $y_1[k]=y_1'[k]+x[k]$ e $y_2[k]=y_2'[k]+x[k]$. Em seguida, $\hat{\kappa}^2_{y1y2.x}(f)$, $\hat{\kappa}^2_{y2:y1x}(f)$ e $\hat{\gamma}^2_{y1y2}(f)$ foram estimados com N=12 janelas. Os valores críticos foram encontrados como os percentis de 95% das distribuições resultantes.

Após a simulação, as técnicas desenvolvidas foram aplicadas aos sinais EEG. A população deste estudo foi composta de pessoas normais, na faixa etária de 3 a 17 anos do Instituto Fernandes Figueira/FIOCRUZ. Os sinais EEG das derivações O1 e O2 foram adquiridos durante estimulação estroboscópica, tendo sido escolhidas tais derivações por serem subjacentes ao córtex visual, onde as respostas são mais intensas. Depois de filtrados (0,1 a 70 Hz) os sinais foram amostrados a uma taxa de 256 Hz. A FEI foi aplicada a uma freqüência de 6 Hz, com duração de 30 segundos, seguida de período sem estimulação de igual duração. Após a aquisição e digitalização dos sinais, os valores de $\hat{\gamma}^2_{y1y2}(f)$, $\hat{\kappa}^2_{y2:y1x}(f)$ e $\hat{\kappa}^2_{y1y2.x}(f)$ foram calculados para $y_1[k]$ = O1 e $y_2[k]$ = O2.

Resultados

A Figura 2 mostra os resultados do cálculo das coerências simples, múltipla e parcial para sinais simulados. A Fig. 2a apresenta as coerências simples entre $y_1[k]$ e $y_2[k]$ durante a estimulação e múltipla de $y_2[k]$ levando em consideração $y_1[k]$ e $x[k]$. Já a Fig. 2b mostra a comparação entre as coerências simples de $y_1[k]$ e $y_2[k]$ durante estimulação e parcial entre os mesmos sinais removendo o sinal de estimulação. A Fig. 2c mostra uma comparação entre a coerência parcial entre os sinais $y_1[k]$ e $y_2[k]$ durante estimulação removendo-se esta última e a coerência simples entre os mesmos sinais, porém na ausência da estimulação.

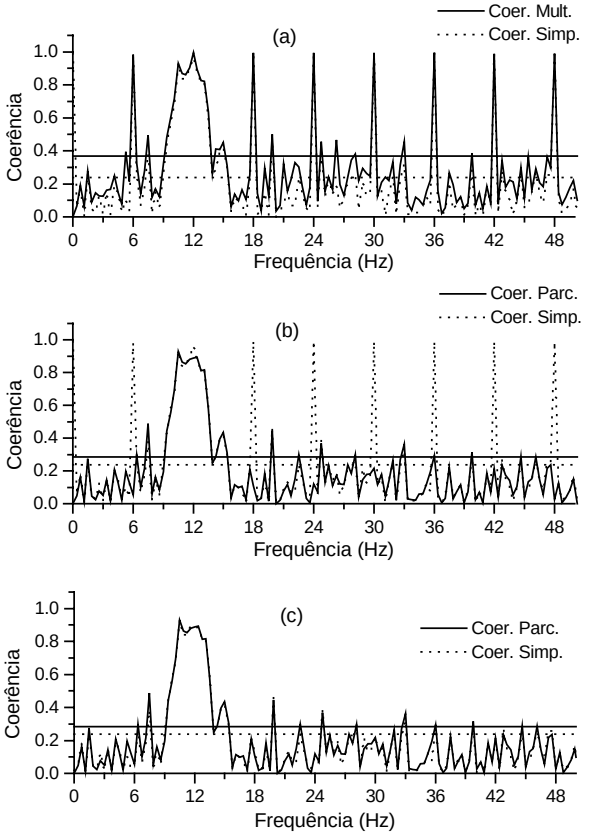


Figura 2: (a) $\hat{\kappa}^2_{y2:y1x}(f)$ (linha contínua) e $\hat{\gamma}^2_{y1y2}(f)$ (linha pontilhada) e seus valores críticos (linhas horizontais). (b) $\hat{\kappa}^2_{y1y2.x}(f)$ (linha contínua) e $\hat{\gamma}^2_{y1y2}(f)$ (linha pontilhada) e seus valores críticos (linhas horizontais). (c) $\hat{\kappa}^2_{y1y2.x}(f)$ (linha contínua) e $\hat{\gamma}^2_{y'1y'2}(f)$ (linha pontilhada) para os sinais sem estimulação e seus valores críticos (linhas horizontais).

As Figuras 3 e 4 referem-se às aplicações das técnicas desenvolvidas anteriormente em sinais EEG reais nas derivações O1 e O2 de um indivíduo. Considerando-se O1=$y_1[k]$ e O2=$y_2[k]$, têm-se na Fig. 3a os resultados das coerências simples e múltipla obtidos de forma análoga aos da Fig. 2a, porém para os sinais EEG. Já a Fig. 3b mostra a comparação entre as coerências simples e parcial análogo à Fig 2b, porém para sinais EEG. A Fig. 3c mostra o espectro normalizado dos eletrodos O1 e O2. A Fig. 3d mostra uma comparação entre as coerências parcial e simples análogo à Fig. 2c, porém para sinais EEG. Já a Fig. 4 mostra a coerência simples entre $y_1[k]$ e $y_2[k]$ antes da estimulação e a coerência parcial entre os mesmos sinais removendo o sinal de estimulação, porém para os sinais EEG, considerando-se O1=$y_1[k]$ e O2=$y_2[k]$.

Discussão

Com relação à simulação, os valores de $\hat{\kappa}^2_{y2:y1x}(f)$ e $\hat{\gamma}^2_{y1y2}(f)$ (Fig 2a) durante estimulação são bastante semelhantes, uma vez que os valores de coerência abaixo dos valores críticos, podem ser desconsiderados. Na Fig. 2b, relativa à coerência parcial durante estimulação (removendo o efeito de $x[k]$) e à coerência simples entre os sinais durante a estimulação, fica evidente a eliminação dos picos de coerência na freqüência de estimulação (6 Hz) e seus harmônicos após o cálculo de $\hat{\kappa}^2_{y1y2.x}(f)$. Como $\hat{\kappa}^2_{y1y2.x}(f)$ remove as parcelas devido à estimulação e a coerência simples entre os mesmos sinais antes da estimulação não possui parcelas devido à estimulação, obviamente o resultados destas devem ser semelhantes, o que é mostrado na Figura 2c. Tal semelhança permite comprovar a eficiência da técnica desenvolvida na remoção apenas do efeito da estimulação.

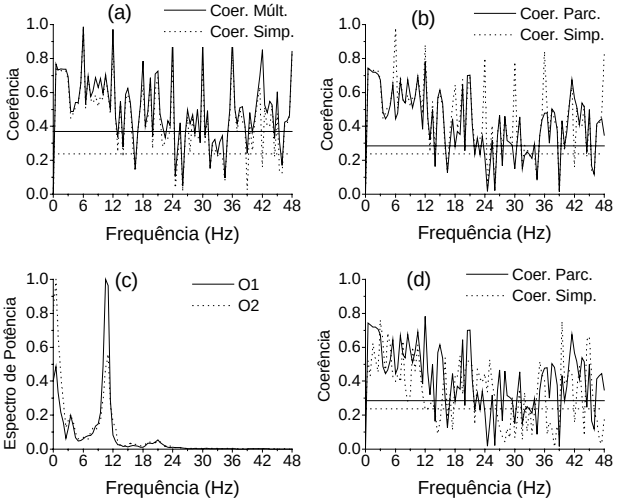


Figura 3: Aplicação aos sinais EEG O1 ($y1$[k]) e O2 ($y2$[k] (a) Coerências múltipla, $\hat{\kappa}^2_{y2:y1x}(f)$, e simples, $\hat{\gamma}^2_{y1y2}(f)$, durante a estimulação. (b) Coerências parcial, $\hat{\kappa}^2_{y1y2.x}(f)$, e simples $\hat{\gamma}^2_{y1y2}(f)$, durante estimulação. (c) Espectro de potência normalizado dos sinais dos eletrodos O1 e O2. (d) Coerência parcial, $\hat{\kappa}^2_{y1y2.x}(f)$, para os sinais durante estimulação e coerência simples, $\hat{\gamma}^2_{y1y2}(f)$, para os mesmos sinais antes da estimulação. As linhas horizontais em (a), (b), (c) e (d) representam os valores críticos.

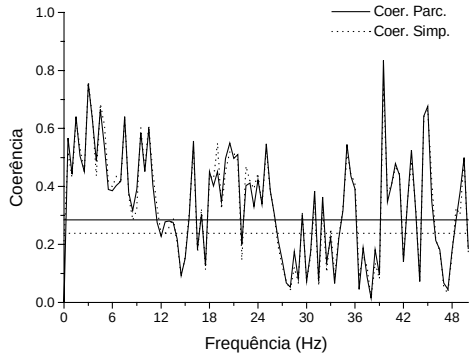


Figura 4: Coerência Parcial, $\hat{\kappa}^2_{y1y2.x}(f)$, entre os sinais dos eletrodos O1 e O2 antes da estimulação, removendo-se a parcela desta e a coerência simples, $\hat{\gamma}^2_{y1y2}(f)$, entre os mesmos sinais O1 e O2 antes da estimulação.

Nas Figuras 2a, 2b e 2c, a região cuja coerência é elevada em uma faixa de freqüência de 10 a 13 Hz é referente ao ruído branco filtrado n[k], que é comum entre os sinais $y_1[k]$, $y_2[k]$, $y_1'[k]$ e $y_2'[k]$.

As coerências múltipla de O2 levando em consideração O1 e o sinal de estimulação $\hat{\kappa}^2_{y2:y1x}(f)$, e simples entre O1 e O2, $\hat{\gamma}^2_{y1y2}(f)$, durante estimulação (Fig. 3a), apresentam resultados bastante semelhantes.

A Fig. 3b evidencia a remoção dos picos na frequência de estimulação, com exceção do pico na frequência de 12 Hz, pois o indivíduo utilizado nesta análise possui uma atividade de fundo na faixa de frequência de 10 a 13 Hz (Fig. 3c), que corresponde ao ritmo alfa.

Ao comparar as coerências parcial (na presença de estimulação, removendo-se sua contribuição) e simples (antes da estimulação) entre O1 e O2 (Fig. 3d), com o objetivo de avaliar a técnica desenvolvida, observa-se uma grande diferença entre elas, uma vez que os registros EEG não são estacionários para uma duração longa (aproximadamente um minuto).

Contudo, ao se aplicar a metodologia ao EEG sem estimulação, o fato da coerência parcial entre os sinais dos eletrodos O1 e O2, $\hat{\kappa}^2_{y1y2.x}(f)$, removendo-se a parcela da estimulação, ser muito parecido com a coerência simples (Fig. 4), permite comprovar a eficiência da técnica desenvolvida, pois $\hat{\kappa}^2_{y1y2.x}(f)$ removeria apenas as parcelas devido à estimulação.

Conclusão

A metodologia desenvolvida apresenta a vantagem de não requerer o registro do sinal de estimulação, o que reduz a inserção de ruídos durante a aquisição dos dados. Contudo, se restringe a sistemas com excitação periódica e determinística, quando a contribuição do sinal $x[k]$ nas expressões das coerências múltipla e parcial é cancelada.

A metodologia proposta aplicada ao EEG durante FEI mostrara-se promissora na avaliação da inter-relação no EEG durante estimulação sensorial rítmica. Assim, esta poderá ser útil nos estudos de sincronização e desincronização relacionadas a eventos (onde se investigam alterações espectrais dependentes da estimulação, porém não sincronizada com esta), pois permite distinguir as contribuições da estimulação externa daquelas oriundas das atividades de fundo.

Agradecimento

Ao CNPq pelo suporte financeiro.

Referências

[1] NIEDERMEYER, E., "The Normal EEG of the Waking Adult". In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F.H. (eds), *Electroencephalograpy - Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, fourth edition, chapter 9, New York, USA, Williams &Wilkins, 1993.

[2] BENDAT, J.S., PIERSOL, A.G., Random Data Analysis and Measurement Procedures, Second Edition, New York: *Wiley-Interscience*, p. 137, 1986.

[3] OTNES, R.K., ENOCHSON, L., *Applied Time Series Analysis, volume 1 - Basic Techniques*, New York: John Wiley & Sons, Inc, 1978.

[4] JENKINS, G.M., WATTS, D.G., *Spectral Analysis and its Applications*, Holden-Day, São Francisco, 1968.

[5] MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., INFANTOSI, A. F. C., SIMPSON, D. M., "Coherence between one random and one periodic signal for measuring the strength of responses in the electroencephalogram during sensory stimulation", *Med. Biol. Eng. Comput.*, 40 (**1**): 99-104, 2002.

INFLUÊNCIA DA LIOFILIZAÇÃO NA MORFOLOGIA DAS FIBRAS DE COLÁGENO E NA BIOCOMPATIBILIDADE DO PERICÁRDIO BOVINO

M. J.S. Maizato*, O. Z. Higa†, M. B. Mathor†, M. A.P. Camillo†,P. J. Spencer†, R.N. Pitombo‡, C. A.C. Zavaglia§, and A. A. Leirner*

*Centro de Tecnologia Biomédica, Instituto do Coração (InCor), HC-FMUSP, São Paulo, Brasil
†Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, Brasil
‡Departamento de Tecnologia Bioquímico-Farmacêutica da Faculdade de Farmácia da Universidade de São Paulo, Brasil
§Departamento de Materiais da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual de Campinas (DEMA/FEM/UNICAMP), São Paulo, Brasil

e-mail: biomarina@incor.usp.br

Abstract: This work assessed the effect of the lyophilization on the morphologic characteristics of collagen fibers and biocompatibility of the glutaraldehyde-treated bovine pericardium (GABP). The morphologic characteristics of collagen fibers, of the GABP, were studied by scanning electron microscopy and histological analysis. The biocompatibility was verified with cytotoxicity tests and the residual aldehyde was measured by high performance liquid chromatography. The results show that lyophilization does not affect the morphology of bovine pericardium fibers. We concluded that lyophilized GABP is less cytotoxic with fewer glutaraldehyde residues showing that biocompatibility improved significantly.
Keywords*: *Biocompatibility, Cytotoxicity, Bovine pericardium, Bioprosthesis, Lyophilization.

Introdução

O pericárdio bovino tratado com glutaraldeído (PBGA) [1, 2], vem sendo utilizado na confecção de biopróteses valvares, enxertos vasculares, etc. O pericárdio bovino (PB) é geralmente tratado quimicamente com glutaraldeído (GA) para melhorar suas propriedades mecânicas e imunogênicas, além de controlar os processos de degradação e diminuir a trombogenicidade [3]. Após o tratamento, o material é preservado em formaldeído (FA) a 4%, e antes da sua utilização é intensamente lavado em solução salina isotônica. Apesar da lavagem, ficam resíduos remanescentes de aldeídos, afetando a sua biocompatibilidade.

O objetivo deste trabalho foi de estudar as alterações que o processo de liofilização poderia provocar nas características morfológicas das fibras de colágeno do PB e alterações da biocompatibilidade. Este estudo foi feito de forma comparativa, utilizando-se um padrão pré-liofilização.

A liofilização é um processo de secagem de um produto previamente congelado, onde a maior parte do solvente é eliminada por sublimação a vácuo. A liofilização é um dos melhores métodos para obtenção de produtos desidratados de alta qualidade. Os liofilizados possuem uma boa estabilidade durante o armazenamento, resultando em longo tempo de vida útil.

O PB liofilizado possui textura porosa, podendo ser prontamente reconstituído quando imerso em solução salina isotônica, ao seu respectivo tamanho e forma originais. Quando reconstituído suas propriedades mecânicas não possuem alterações significativas [4].

Materiais e Métodos

Avaliação da morfologia das fibras de colágeno:

A análise por microscopia eletrônica de varredura (MEV) foi realizada em um microscópio modelo JXA840-A (JEOL, *Akishima, Japan*), com o objetivo de detectar as possíveis alterações na morfologia das superfícies do pericárdio liofilizado, nos lados rugoso e liso. As amostras do PBGA não liofilizado tiveram de ser secadas, antes da análise por MEV, elas foram desidratadas sucessivamente em álcool etílico a 30, 50, 70, 90 e 100% e secadas no equipamento de secagem por ponto crítico, modelo CPD 030 (*BAL-TEC AG, Balzers, Germany*). Os materiais analisados por MEV foram cortados e fixados em bases metálicas apropriadas, por meio de fitas condutoras, e metalizados a vácuo e observados no MEV, o lado liso e o lado rugoso do PBGA, sendo também fotografados.

A integridade das fibras de colágeno do PB liofilizado e não liofilizado foi verificada por análise histológica. Amostras dos materiais de cada grupo estudado, foram fixadas em formol a 10% e encaminhadas para análise anatomopatológica. As lâminas foram preparadas, incrustando-se as amostras, cortadas no sentido longitudinal e transversal, em blocos de parafina que foram cortadas com micrótomo, coradas

com HE (hematoxilina eosina) e analisadas pelo médico patologista, por microscopia ótica e fotografadas.

Biocompatibilidade:

A determinação da citotoxicidade do PB tratado por GA liofilizado e não liofilizado, foi realizada utilizando extratos dos materiais de acordo com a metodologia estabelecida por Nakamura et al. [5] e ISO 10993-parte 5 [6]. Foram realizados dois estudos utilizando para cada um deles o volume total de 60ml do veículo de extração. As relações entre a área do material e o volume do veículo de extração utilizado foram de 3,0cm^2/ml e 0,5cm^2/ml. O líquido de extração foi o próprio meio de cultura composto de RPMI 1640, contendo 10% de soro fetal bovino (FCS) e 1% de solução de penicilina-estreptomicina, todos produtos da GIBCO BRL® (*Invitrogen Corporation, Carlsbad, USA*), no qual as amostras ficaram imersas por 48h a 37°C. Como controle positivo foi utilizada uma solução de fenol a 0,05% e como controle negativo grânulos de polietileno de alta densidade (HDPE). As amostras e os controles foram esterilizados em radiação gama. As placas de cultura de células foram preparadas aderindo-se em cada placa de Petri de 60mm de diâmetro, 200 células de ovário de Hamster Chinês (CHO-K1) da *American Type Culture Collection* (*ATCC, Manassas, USA*). Na placa de cultura controle foi adicionada 5ml do meio de cultura e nas restantes foram adicionadas 5ml de extrato obtidos, que foram diluídas nas seguintes concentrações: 100%, 50%, 25%, 12,5% e 6,25%. As placas de cultura foram incubadas por 8 dias, a 37°C em ambiente umidificado em atmosfera com 5% de CO_2, para a formação de colônias. Todos os ensaios foram feitos em triplicata. O número de colônias em cada placa foi contado e comparado com o número de colônias de CHO-K1 da placa controle, onde só existiam as células e o meio de cultura, com crescimento de 100% de colônias. O resultado de citotoxicidade foi expresso em índice de citotoxicidade $IC_{50\%}$, sendo a concentração que inibiu 50% do crescimento da colônia.

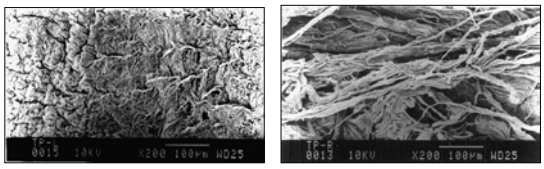
A avaliação de aldeídos residuais por meio de cromatografia líquida de alta performance (HPLC), utilizou um equipamento modelo SCL-10A-VP (*Shimadzu Scientific Instruments, Inc., Colômbia USA*) e coluna de fase reversa C18 (*Pharmacia, Freiburg, Germany*), com gradiente entre 65% a 80%, utilizando tampão acetonitrila + H_2O, temperatura de coluna de 25°C e comprimento de onda de 254nm. O reagente utilizado para determinação dos aldeídos foi o 2,4 dinitrofenilhidrazina (*Fluka, Buchs, Switzerland*), seguindo a metodologia adotada no trabalho de Lipari e Swarin [7]. Levantou-se as curvas características de GA e do FA e depois das 3 amostras preparadas com PBGA liofilizado e 3 amostras preparadas com PBGA não liofilizado.

Estudo estatístico:

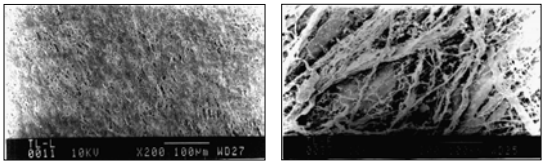
Os dados são apresentados como a média ± desvio padrão, sendo utilizado ANOVA para comparar os resultados do teste de citotoxicidde e t-Student para comparar o nível de aldeídos residuais entre os grupos liofilizado e não liofilizado. A diferença foi considerada significante quando p<0,5.

Resultados

A Figura 1 apresenta as fotografias obtidas durante a avaliação no MEV dos PBGA liofilizado e não liofilizado.



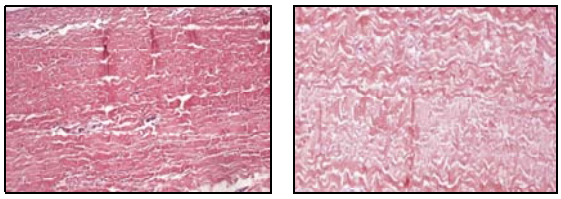
(a) PBGA não liofilizado



(b) PBGA liofilizado

Figura 1: MEV das superfícies lisas e rugosas dos pericárdios bovinos tratados quimicamente (aumento de 200 vezes): as fotografias do lado esquerdo mostram a superfície lisa e as do lado direito mostram a superfície rugosa.

A Figura 2 apresenta a fotografia das lâminas do exame histológico das fibras de colágeno do PBGA.



(a) PBGA não liofilizado **(b) PBGA liofilizado**

Figura 2: Morfologia das fibras de colágeno do pericárdio bovino (aumento de 20 vezes).

Os resultados obtidos do teste de citotoxicidade, para a taxa de 3,0cm^2/ml de líquido de extração, resultou em um extrato muito concentrado de resíduos tóxicos, não sendo possível visualizar o crescimento de colônias em nenhuma das diluições utilizadas. Na Figura 3 estão sendo apresentadas as curvas de

supressão de colônias para a taxa de 0,5cm^2/ml de líquido de extração.

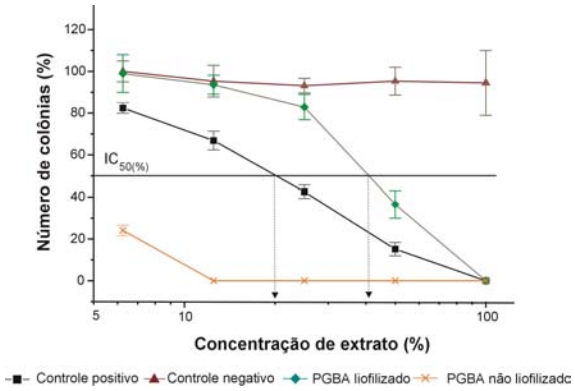


Figura 3: Curva de supressão de colônias. Este gráfico corresponde à taxa de 0,5cm^2/ml de líquido de extração. O resultado da citotoxicidade do material é expressa pelo índice de citotoxicidade $IC_{50\%}$.

O gráfico da Figura 3 mostra que as placas de cultura do controle negativo (grânulos de HDPE) permitiu o crescimento de colônias em todas as concentrações. O controle positivo (solução de fenol a 0,05%) resultou em $IC_{50\%}$= 20.

Nas placas de cultura contendo o extrato PBGA liofilizado resultou um $IC_{50\%}$= 41, enquanto que nas placas contendo o extrato PBGA não liofilizado, só houve um discreto crescimento de colônias, mesmo em concentrações de extrato bem diluído (6,25%), mostrando a sua alta citotoxicidade.

A análise estatística dos dados obtidos no teste de citotoxicidade utilizando ANOVA, resultou um $p \leq 0{,}001$.

Os dados obtidos dos aldeídos residuais nos ensaios com HPLC estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Aldeídos residuais

Aldeído	PBGA não liofilizado (g/l)	PBGA liofilizado (g/l)
GA	9,90 ± 3,70	2,36 ± 0,11
FA	(0,26 ± 0,02) 10^{-3}	(0,25 ± 0,01)10^{-3}

Discussão

A análise por MEV do grupo liofilizado e não liofilizado não apresentou alterações importantes. O que pode ser observado é que o material não liofilizado, por ter sido submetido à secagem por ponto crítico, sofreu maior encolhimento do que aqueles que foram desidratados por liofilização.

Observando-se as fotografias das lâminas que serviram para a avaliação da morfologia das fibras de colágeno, não foram verificadas alterações que possam levar a concluir que houve alguma alteração importante. Segundo análise das lâminas, ambas as morfologias estão dentro do padrão de normalidade de um pericárdio bovino tratado por GA.

O potencial citotóxico foi avaliado pelo índice de citotoxicidade $IC_{50\%}$. O controle negativo não produziu resposta citotóxica e o positivo apresentou resposta citotóxica ($IC_{50\%}$= 20), havendo uma diminuição no crescimento de colônias para concentrações maiores do extrato do controle positivo (Figura 3). O comportamento dos controles ajuda a detectar possíveis erros durante o decorrer do ensaio.

Ambos os extratos liofilizado e não liofilizado, apresentaram resposta citotóxica, porém, o material liofilizado ($IC_{50\%}$= 41) mostrou um potencial citotóxico muito menor quando comparado ao extrato do material não liofilizado ($IC_{50\%}$<6,25). Supõe-se que esta diferença se deve a uma menor concentração de aldeídos existente no material liofilizado. O processo de liofilização pode ter provocado a sublimação de parte do aldeído (GA), que fica retido nos interstícios das ligações cruzadas durante o tratamento químico. Estudos de Franks [8], mostram que o processo pode eliminar por sublimação a vácuo, alguns componentes voláteis ou solúveis em água.

Os resultados dos ensaio de HPLC, corroboram os resultados obtidos no teste de citotoxicidade, apontando que o processo de liofilização promove uma redução de aldeídos residuais dos PB tratados quimicamente com GA.

Conclusão

Pode-se concluir que a liofilização não apresentou alterações importantes na morfologia das fibras de colágeno. A citotoxicidade dos materiais liofilizados diminuiu significativamente quando comparada com o material não liofilizado, sendo este resultado corroborado com a diminuição de aldeídos residuais.

Referências

[1] IONESCU M..I, TANDON A.P., MARY D.A.S., ABID A., "Heart valve replacement with the Ionescu-Shiley pericardial xenograft", *J Thorac Cardiovas Surg*. 73:31-42.1977.

[2] BRAILE, D.M., *Prótese vascular de pericárdio bovino. Desenvolvimento em posição mitral*. São Paulo: Escola Paulista de Medicina, Tese (Doutorado), 1990.

[3] HERRERO E.J., FERNÁNDEZ P., TURNAY J., OLMO N., CALERO P., GARCÍA R., FREILE I., OLIVARES J.L.C., "Influence of different chemical

cross-linking treatments on the properties of bovine pericardium and collagen", *Biomaterials*.20:539-545, 1999.
[4] MAIZATO, M.J.S., *Avaliação das Propriedades do Pericárdio Bovino Liofilizado*, Campinas: Universidade Estadual de Campinas, Tese (Doutorado), 2003.
[5] NAKAMURA A., IKARASHI Y., TSUCHIYA T., KANIWA M., "Radiation Vulcanized Natural Rubber Latex is not Cytotoxic", *Proceeding of Japan Atomic Research Institute*, in JAERI-M 89-288, Japan, 1989; pp. 79-87, 1998.
[6] ISO/DIS 10993-5. *Biological testing of medical and dental materials devices - Tests for cytotoxicity: in vitro methods*, Switzerland: International Organization for Standardization, 1992.
[7] LIPARI F., SWARIN S.J., "Determination of formaldehyde and other aldehydes in automobile exhaust with an improved 2,4 dinitrophenyl-hydrazine method", *J Chromatography*.247(2): 297-306, 1982.
[8] FRANKS F., "Freeze-drying of bioproducts: putting principles into practice", *Eur J Pharm Biopharm*.45:221-229, 1998.

INTERAÇÕES NÃO LINEARES ENTRE SÍTIOS DENDRÍTICOS EM MODELOS DE MOTONEURÔNIOS COM DENDRITO PASSIVO

M. F. Vieira*, A. F. Kohn**

* Universidade Federal de Goiás/Faculdade de Educação Física, Goiânia, Brasil
** Universidade de São Paulo/Laboratório de Engenharia Biomédica, São Paulo, Brasil

e-mail: marcus@fef.ufg.br

Abstract: The aim of this work was to study the nonlinear interactions between adjacent dendritic compartments in an equivalent passive dendrite of motoneuron models of type S, FR and FF. Sinusoidal inputs of 7 Hz and 11 Hz representing either synaptic conductance or synaptic current variations were simultaneously applied to different pairs of dendritic compartments. The Fourier transform of the somatic current was used to estimate the harmonic distortions caused by a single input and the intermodulation distortions caused by two simultaneous inputs. The results show that adjacent or near located inputs occurring apically cause more distortions than if they occur less apically. Also, the nearer two dendritic inputs are, the larger the somatic current distortions.

***Palavras Chave*: Motoneurônio, Modelagem Matemática, Efeitos Não-Lineares**

Introdução

A complexidade do sistema nervoso requer a utilização das mais variadas abordagens para o seu estudo. Em particular, modelos matemáticos fornecem importantes contribuições na elucidação das "linguagens" empregadas na transferência de informação entre neurônios.

Em nosso trabalho, estudamos como entradas sinápticas independentes agindo sobre um motoneurônio afetam a corrente que atinge o seu corpo celular. Esta corrente é de fundamental importância pois define o padrão de disparos de potenciais de ação do motoneurônio.

Interações não lineares entre dois sítios dendríticos submetidos a entradas sinápticas independentes, medidas a partir da corrente somática do motoneurônio, podem surgir tanto a partir de efeitos locais quanto a partir de dinâmicas não lineares do soma. Na modelagem dos efeitos sinápticos por meio de variações de condutância, poder-se-ia esperar efeitos não lineares pelo fato de se alterar a impedância (em função do tempo) que um compartimento apresenta ao seu vizinho. Entretanto, se os efeitos pós-sinápticos forem modelados como alterações na corrente sináptica ao invés da condutância sináptica, as interações locais serão lineares no modelo de arborização dendrítica passiva, mas a dinâmica do soma pode ainda introduzir não linearidades no mapeamento entre as correntes sinápticas de entrada e a corrente que chega ao soma.

Portanto, neste trabalho a corrente sináptica foi modelada de duas maneiras diferentes: variando senoidalmente a condutância sináptica de um compartimento dendrítico ou variando senoidalmente sua corrente.

Materiais e Métodos

As simulações foram realizadas com os modelos de motoneurônios desenvolvidos pelos autores, cuja descrição detalhada pode ser encontrada em outros trabalhos [1,2,3,4,5].

Sucintamente, os modelos são compartimentais nos quais o segmento inicial é modelado como um cilindro, o soma como uma esfera e o dendrito como uma série de cilindros cujo diâmetro diminui distalmente. O segmento inicial e o soma possuem condutâncias ativas descritas conforme o formalismo de Hodgkin e Huxley [6], três para o segmento inicial (condutância de fuga, condutância de sódio e condutância rápida de potássio) e sete para o soma (condutância de fuga, condutância de sódio e condutância rápida de potássio, condutância lenta de potássio tipo BK, condutância lenta de potássio tipo SK, condutância de cálcio tipo N e condutância de cálcio tipo L).

Por outro lado, o dendrito é passivo, com 17 compartimentos no modelo tipo S e 19 compartimentos nos modelos tipo FR e FF, contendo apenas correntes de fuga, correntes sinápticas e correntes de acoplamento entre os compartimentos dendríticos adjacentes.

Os parâmetros geométricos e eletrotônicos dos modelos advêm de trabalhos clássicos da literatura experimental com motoneurônios lombosacrais de gatos [7,8], tais como diâmetro do soma, comprimento eletrotônico do dendrito equivalente, resistividade de membrana, capacitância de membrana e resistividade citoplasmática.

As entradas sinápticas foram aplicadas simultaneamente em dois compartimentos dendríticos diferentes, a uma freqüência de 7 Hz e 11 Hz, em duas situações distintas: uma na qual se variou senoidalmente a condutância sináptica, e outra na qual se variou senoidalmente a corrente sináptica propriamente dita.

Para as comparações serem válidas, as amplitudes pico a pico das correntes chegando ao soma nas duas situações (entrada dendrítica em condutância versus corrente) foram igualadas. A transformada de Fourier da corrente somática (a corrente que chega ao soma advinda do compartimento dendrítico zero) foi usada para determinar as distorções harmônicas associadas a cada entrada e as distorções por intermodulação causadas pela interação das duas entradas (7 Hz e 11 Hz). A primeira podia aparecer no espectro de freqüências a 14 Hz e 22 Hz, enquanto a última podia aparecer a freqüências espectrais tais como 4 Hz e 18 Hz.

Existem formas clássicas de quantificar não linearidades de um sistema em eletrônica como a distorção harmônica total (THD), mas achamos que esta não seria apropriada em um contexto neurofisiológico. Optamos por quantificar as distorções associadas aos componentes espúrios principais detectados na corrente do soma. Mais precisamente, medimos a razão entre os picos espectrais de cada componente espúrio principal, encontrados a 4, 14, 18 e 22 Hz, e o pico espectral mais baixo entre as duas freqüências de entrada (7 Hz ou 11 Hz).

Resultados

A tabela 1 mostra os resultados obtidos com as simulações nas quais variações senoidais a 11 Hz e 7 Hz da condutância sináptica foram aplicadas a compartimentos dendríticos adjacentes S_i e S_{i+1}, respectivamente, ao modelo tipo FF. Em todos os níveis dendríticos, a componente 7 Hz teve uma amplitude menor no espectro de saída do que a componente 11 Hz, de forma que foi usada como referência para computar a distorção. Os dados mostrados na tabela 1 sugerem que, variando a condutância, a distorção aumenta à medida que as entradas sinápticas ocorrem mais distalmente. Além disso, em praticamente todos os níveis dendríticos, as distorções harmônicas (isto é, $2f_2$ e $2f_1$) foram menores do que as distorções por intermodulação quando as condutâncias sinápticas variaram em qualquer nível específico da arborização dendrítica. As distorções foram muito altas quando as variações na condutância sináptica foram aplicadas nos compartimentos dendríticos mais apicais, devido à sua condutância extremamente baixa que leva a uma forte saturação.

A bateria seguinte de simulações investigou as distorções quando as duas entradas sinápticas, a 11 Hz e 7 Hz, não foram aplicadas a compartimentos adjacentes, mas em compartimentos S_i e S_{i+5}, respectivamente. Em todos os níveis dendríticos, a componente 7 Hz teve a amplitude mais baixa no espectro de saída entre as componentes 7 Hz e 11 Hz, sendo usada como referência para computar a distorção.

Os resultados são mostrados na tabela 2. Novamente a distorção aumenta quando as entradas ocorrem mais distalmente. Neste caso, entretanto, ocorreu uma diminuição relativa na distorção por intermodulação em relação à distorção harmônica, isto é, as distorções a 4 Hz e 18 Hz foram relativamente menores do que as distorções a 14 Hz e 22 Hz quando comparadas aos dados da tabela 1.

Tabela 1: Níveis em dB entre a potência de cada freqüência espúria, em relação àquela a 7 Hz, para o modelo tipo FF com variações na condutância nos compartimentos dendríticos S_i e S_{i+1}

Dendritos	f_1-f_2 (4.0 Hz)	$2f_2$ (14.0 Hz)	f_1+f_2 (18.0 Hz)	$2f_1$ (22.0 Hz)
0-1	-28.64	-32.75	-29.51	-34.42
1-2	-26.93	-31.57	-27.96	-33.14
2-3	-25.61	-30.56	-26.76	-32.18
3-4	-24.53	-29.65	-25.73	-31.38
4-5	-23.57	-28.73	-24.82	-30.61
5-6	-22.64	-27.71	-23.93	-29.76
…	…	…	…	…
14-15	-10.61	-14.66	-12.47	-15.58
15-16	-8.62	-12.15	-10.60	-11.43
16-17	-6.02	-8.71	-8.14	-3.04
17-18	-2.85	-4.71	-5.14	15.45

Finalmente, e talvez surpreendentemente, para um mesmo compartimento dendrítico mais proximal (por exemplo, no compartimento dendrítico 4) o nível de distorção é similar nas situações S_i / S_{i+1}, e S_i / S_{i+5}, mas ocorre a diferentes freqüências (4 Hz e 14 Hz, respectivamente). Entretanto, se igualamos a posição média entre as duas localizações sinápticas nas duas situações S_i / S_{i+1}, e S_i / S_{i+5} (por exemplo, S_i / S_{i+1} nos segmentos 4 e 5 e S_i / S_{i+5} nos segmentos 2 e 7), então a mais alta distorção ocorre quando os dois sítios sinápticos estão mais próximos entre si.

Tabela 2: Níveis em dB entre a potência de cada freqüência espúria, em relação àquela a 7 Hz, para o modelo tipo FF com variação na condutância nos compartimentos dendríticos S_i e S_{i+5}

Dendritos	f_1-f_2 (4.0 Hz)	$2f_2$ (14.0 Hz)	f_1+f_2 (18.0 Hz)	$2f_1$ (22.0 Hz)
0-5	-30.16	-28.35	-31.11	-31.72
1-6	-28.29	-27.34	-29.26	-30.45
2-7	-26.85	-26.17	-27.84	-29.46
3-8	-25.67	-24.73	-26.67	-28.48
4-9	-24.55	-23.46	-25.58	-27.63
5-10	-23.43	-22.38	-24.50	-26.79
...	...	...	...	...
8-13	-19.31	-17.71	-20.63	-22.04
9-14	-17.96	-15.81	-19.37	-19.56
10-15	-16.79	-13.75	-18.28	-16.56
11-16	-15.31	-11.31	-16.91	-12.03
12-17	-13.50	-8.16	-15.23	-3.79

Para comparação entre entradas sinápticas causando variações na condutância e outras causando variações na corrente nos dendritos, repetimos o paradigma da tabela 1 com correntes senoidais sendo aplicadas em compartimentos dendríticos adjacentes, com os resultados mostrados na tabela 3. É claro que os efeitos não lineares resultantes são bastante pequenos, de fato muito menores do que para variações na condutância. Contudo, diferentemente do que foi reportado na Tabela 1, os efeitos não lineares para variações na corrente são maiores para entradas sinápticas mais proximais do que distais. De forma surpreendente, para entradas em qualquer nível dendrítico específico a maior distorção foi devida a intermodulação a 18 Hz.

Tabela 3: Níveis em dB entre a potência de freqüências espúrias, em relação àquela a 7 Hz ou 11 Hz, para o modelo tipo FF com variações na corrente nos compartimentos dendríticos S_i e S_{i+1}

Dendritos	f_1-f_2 (4.0 Hz)	$2f_2$ (14.0 Hz)	F_1+f_2 (18.0 Hz)	$2f_1$ (22.0 Hz)	Freqüência do menor pico espectral (Hz)
0-1	-60.38	-60.10	-52.04	-55.56	7.00
1-2	-57.19	-57.05	-49.44	-53.14	7.00
2-3	-59.71	-59.30	-51.45	-55.29	7.00
3-4	-61.94	-61.20	-53.10	-57.06	11.00
4-5	-63.85	-62.72	-54.37	-58.41	11.00
5-6	-65.64	-64.11	-55.47	-59.55	11.00
…	…	…	…	…	…
15-16	-79.79	-71.81	-60.71	-64.90	11.00
16-17	-81.01	-72.20	-60.93	-65.12	11.00
17-18	-82.26	-72.68	-61.19	-65.33	11.00

Finalmente, quando comparamos variações na condutância com variações na corrente no mesmo nível dendrítico (uma dada linha na tabela 1 com a mesma linha na tabela 3), fica claro que as variações na condutância causam efeitos não lineares muito maiores (lembrando que a corrente que alcança o soma advinda da arborização dendrítica possuía a mesma amplitude nas duas situações).

Discussão

As não linearidades causadas por entradas sinápticas em diferentes sítios na arborização dendrítica aumentam distalmente quando estas foram modeladas como variações na condutância. Isto é devido a uma impedância de entrada mais alta na parte distal da arborização dendrítica. A intermodulação foi mais alta quando as sinapses estavam mais próximas entre si, o que razoavelmente se esperava. A análise com PSPs [9] indicou que duas sinapses próximas em um dendrito causam mais interações não lineares do que duas sinapses que estão mais longe uma da outra.

Quando entradas sinápticas foram modeladas de uma forma menos realística, impondo variações na corrente nos compartimentos dendríticos ao invés de variações na condutância, os efeitos não lineares foram muito pequenos e diminuíram quando as sinapses foram deslocadas distalmente.

Isto é devido ao aumento da impedância em série entre o soma e a entrada sináptica, que tende a isolar a entrada dendrítica das não linearidades associadas ao soma.

Conclusão

Freqüentemente, trabalhos que analisaram não linearidades associadas a entradas dendríticas abordaram o problema em termos de efeitos de transitórios da condutância no potencial de membrana [9,10], em geral verificando se a somação de potenciais pós-sinápticos resulta igual ou diferente do linear. A análise que adotamos é talvez mais próxima do comportamento geral do animal, onde a população de sinais de entrada ativando um motoneurônio é mais importante do que um único sinal de entrada causando um potencial pós-sináptico no soma.

Por exemplo, analisando movimentos rítmicos, o motoneurônio estará recebendo surtos que causam ativações periódicas de múltiplas sinapses produzindo uma forma de onda periódica na corrente que alcança o soma. Se os surtos descendentes vem com uma densidade pulsos aumentando e diminuindo periodicamente, eles causarão uma forma de onda periódica de freqüência f_1 na condutância da membrana dendrítica local, que aproximamos por uma senóide. Se um outro sistema aferente ao motoneurônio alvo aplica um surto rítmico em um sítio dendrítico próximo e a uma freqüência diferente f_2, os efeitos combinados no soma poderiam ser independentes no caso linear, significando que as duas freqüências apareceriam superpostas no potencial de membrana do soma. No caso não linear, novas freqüências apareceriam no potencial de membrana do soma, por exemplo, uma componente a freqüência de f_1-f_2, que poderia levar a comportamentos peculiares e diferentes do motoneurônio e do músculo que ele inerva.

Referências

[1] VIEIRA M.F. *Novos Modelos de Motoneurônios de Vertebrados*. São Paulo, SP:USP, 2002. Tese de Doutorado, Universidade de São Paulo, 2002. 304 p.

[2] VIEIRA M.F., KOHN A.F. Novos Modelos de Motoneurônios de Vertebrados. *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, , São José dos Campos, São Paulo, 2002, 1 CD-ROM, 2002.

[3] VIEIRA, M.F., KOHN A.F. The encoding of input currents by motoneurons in relation to neuronal

modelling. *Proceedings of IV Neuronal Coding Workshop*, Plymout, 2001, pp. 6-9, 2001.

[4] VIEIRA M.F., KOHN A.F. Uma nova proposta para modelos de motoneurônios de diferentes tamanhos. *Anais do V Congresso Brasileiro de Redes Neurais*, Rio de Janeiro, 2001, pp.127-132, 2001.

[5] KOHN A.F., VIEIRA M.F. "Optimality in the encoding/decoding relations of motoneurones and muscle units". *BioSystems*, 67:113-9, 2002.

[6] HODGKIN A.L., HUXLEY A.F. "A quantative description of membrane current and ists application to conduction and excitation in nerve". *Journal of Physiology*, 116:500-44, 1952.

[7] CULLHEIM S., FLESHMAN J.W., GLENN L.L.; BURKE R.E. "Membrane Area and Dendritic Structure in Type-Identified Triceps Surae Alpha-Motoneurons". *Journal of Comparative Neurology*, 255:68-81, 1987.

[8] FLESHMAN J.W., SEGEV I., BURKE R.E. "Electrotonic Architecture of Type-Identified Alpha-Motoneurons in the Cat Spinal-Cord". *Journal of Neurophysiology*, 60:60-85, 1988.

[9] Rall W. "Theoretical significance of dendritic trees for neuronal input-output relations". Reiss RF (ed) *Neural Theory and Modeling*. Palo Alto, Stanford University Press, 1964.

[10] Rall W. "Distinguishing theoretical synaptic potentials computed for different soma-dendritic distributions of synaptic input". *Journal Neurophysiology*, 30:1138-68, 1967.

RESPOSTA EM FREQÜÊNCIA DA CORRENTE SOMÁTICA EM MODELOS DE MOTONEURÔNIOS COM DENDRITO PASSIVO

M. F. Vieira*, A. F. Kohn**

* Universidade Federal de Goiás/Faculdade de Educação Física, Goiânia, Brasil
** Universidade de São Paulo/Laboratório de Engenharia Biomédica, São Paulo, Brasil

e-mail: marcus@fef.ufg.br; andfkohn@leb.usp.br

Abstract: The aim of this work was to study the frequency response of the somatic current when the input is either the dendritic conductance or the synaptic current. Simulated sinusoidal signals were applied either as a synaptic conductance or synaptic current in different dendritic compartments. The gain and phase curves of the frequency response were computed from the Fourier transform of the somatic current. The results showed that the mapping from the dendritic compartments to the somatic current has a low-pass characteristic. As the frequency response of the motoneuron spike train versus somatic current exhibits a high-pass characteristic, the overall mapping from dendrite inputs to motoneuron spike train exhibits a pass band characteristic.

***Palavras Chave*: Motoneurônio, Modelagem Matemática, Corrente Somática**

Introdução

Conhecer a "linguagem" por meio da qual o motoneurônio comanda os músculos é de capital importância, envolvendo o conhecimento das propriedades estáticas e dinâmicas do motoneurônio enquanto célula excitável. O desenvolvimento de modelos matemáticos fornece importantes contribuições na elucidação desta "linguagem", levantando dados para a compreensão da relação entre as características biofísicas e morfológicas dos motoneurônios. O presente trabalho investiga como entradas sinápticas periódicas (que ocorrem em movimentos rítmicos) oriundas de neurônios pré-sinápticos afetam a corrente que chega ao corpo celular de um motoneurônio.

Materiais e Métodos

As simulações foram realizadas com os modelos de motoneurônios desenvolvidos pelos autores, cuja descrição detalhada pode ser encontrada em outros trabalhos [1,2,3,4,5].

Sucintamente, os modelos utilizados são compartimentais, nos quais o segmento inicial é modelado como um cilindro fechado, o soma como uma esfera e o dendrito como uma série de cilindros cujo diâmetro diminui distalmente, sendo o último fechado. O segmento inicial e o soma possuem condutâncias ativas descritas conforme o formalismo de Hodgkin e Huxley [6], três para o segmento inicial (condutância de fuga, condutância de sódio e condutância rápida de potássio) e sete para o soma (condutância de fuga, condutância de sódio e condutância rápida de potássio, condutância lenta de potássio tipo BK, condutância lenta de potássio tipo SK, condutância de cálcio tipo N e condutância de cálcio tipo L).

Por outro lado, o dendrito foi modelado como passivo, representado por 17 compartimentos no modelo tipo S e 19 compartimentos nos modelos tipo FR e FF, contendo apenas correntes de fuga, correntes sinápticas e correntes de acoplamento entre os compartimentos dendríticos adjacentes.

Os parâmetros geométricos e eletrotônicos dos modelos advêm de trabalhos clássicos da literatura experimental com motoneurônios lombosacrais de gatos [7,8], tais como diâmetro do soma, comprimento eletrotônico do dendrito equivalente, resistividade de membrana, capacitância de membrana e resistividade citoplasmática.

Para avaliar a resposta em freqüência da corrente somática (a corrente que chega ao soma advinda do compartimento dendrítico zero), a condutância sináptica em diferentes compartimentos dendríticos foi variada senoidalmente (compartimentos zero, cinco, doze e dezesseis). Num segundo estudo variamos senoidalmente a corrente sináptica mantendo fixas as condutâncias sinápticas. A amplitude e a fase da componente fundamental da corrente somática foram determinadas por uma FFT, a fim de determinar a freqüência de corte a -3dB e a -20 dB.

Resultados

A curva de ganho da corrente somática para o motoneurônio tipo S pode ser vista na figura 1.

Como esperado, entradas sinápticas mais próximas ao soma produzem freqüências de corte mais altas (tabela 1). A curva de fase para o modelo tipo S mostrou deslocamentos de fase maiores (ao redor de 100°) para sinapses mais afastadas do soma ativadas a 15 Hz do que para aquelas no meio do cabo dendrítico equivalente. Deslocamentos de fase semelhantes para os modelos tipo FR e FF ocorreram ao redor de 25-30 Hz.

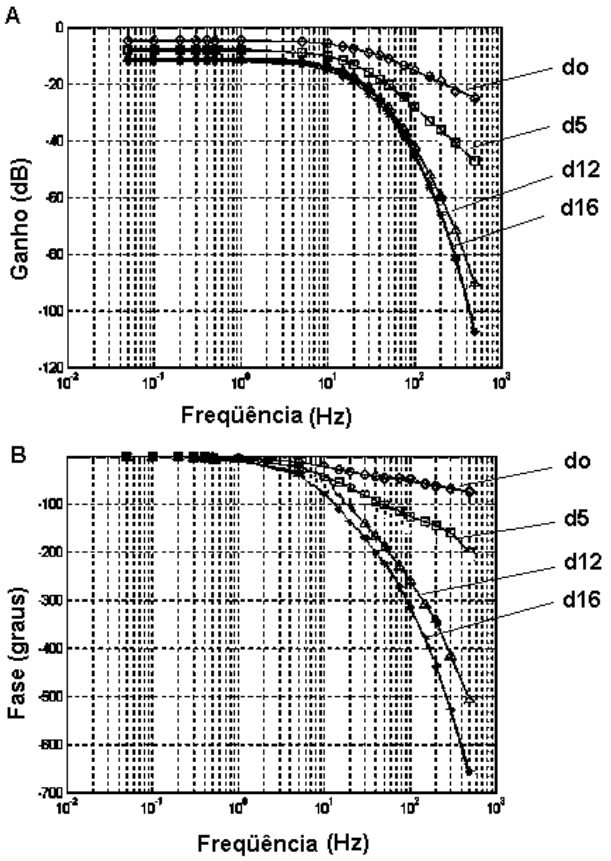


Figura 1: Curvas de ganho (A) e fase (B) do mapeamento entre alterações senoidais na condutância sinápticas aplicadas em um dos compartimentos dendríticos d0, d5, d12 e d16 e a corrente senoidal resultante que alcança o soma.

Observou-se que o modelo tipo S possui uma freqüência de corte mais baixa do que os modelos tipo FR e FF para entradas sinápticas localizadas nos mesmos sítios dendríticos. Os modelos tipo FR e FF mostraram diferenças entre si na freqüência de corte mais evidentes quando as entradas sinápticas estavam mais próximas do soma.

Resultados bastante semelhantes aos vistos na Fig. 1 e na tabela 1 foram encontrados quando os sinais de entrada foram correntes senoidais aplicadas a um dado compartimento dendrítico (ao invés de uma condutância que variava senoidalmente), provavelmente porque as oscilações nas condutâncias foram pequenas o suficiente para evitar a influência de certas não linearidades do neurônio.

Discussão

Os resultados das simulações mostraram que o mapeamento sináptico dendrito-soma tem características passa-baixa, com freqüências de corte aumentando do modelo tipo S para os de tipo FR e FF, e diminuindo quando as entradas sinápticas estavam localizadas mais distalmente. As freqüências de corte a –3 dB eram iguais ou maiores do que 10 Hz, com este valor mais baixo ocorrendo para as sinapses localizadas mais apicalmente.

Tabela 1: Freqüências de corte entre segmentos dendríticos e o soma para os modelos tipo S, FR e FF

	Freqüência de Corte a 3 dB (Hz) S/FR/FF	Freqüência de Corte a 20 dB (Hz) S/FR/FF
d_o	25/30/40	500/800/3200
d_5	15/22/22	100/150/200
d_{12}	12/22/20	60/110/110
d_{16}	10/20/14	58/108/90

Isto é importante no estudo do controle motor de movimento ritmados em animais e humanos. Em particular, em humanos as freqüências máximas de ativação muscular voluntária rítmica são normalmente mais baixas do que 10 Hz, conforme foi verificado em nosso laboratório com medidas obtidas com acelerômetros aplicados em diferentes músculos ativados voluntariamente, e em [9].

Portanto, estes resultados sugerem que, para qualquer tipo de motoneurônio, mesmo entradas sinápticas ocorrendo em porções distais da arborização dendrítica afetarão o soma com pouca atenuação e, conseqüentemente, serão capazes de causar surtos de disparos do motoneurônio a altas freqüências (fisiológicas). Aqui a visão é de que uma população de neurônios pré-sinápticos geram surtos rítmicos de ativação sináptica que modulam condutâncias dendríticas de um dado motoneurônio de uma maneira senoidal a relativamente baixas freqüências (por exemplo, menores do que 10 Hz).

Entretanto, se toda a arborização dendrítica for submetida a uma ativação sináptica aleatória o cenário como um todo pode mudar, porque sinapses distais podem não ser mais tão efetivas quanto quando eram ativadas sozinhas, devido a uma menor constante de comprimento eletrotônico equivalente [10]. Por outro lado, canais dendríticos ativados por neuromoduladores podem compensar este último efeito [11].

Como a transferência dendrito-soma (a entrada é condutância sináptica e a saída é corrente entrando no soma) possui uma resposta em freqüência do tipo passa-baixa (Fig. 1) e enquanto a relação entre corrente no soma e freqüência de disparo do motoneurônio possui uma característica do tipo passa-alta [1,2,3] (Fig. 2), o mapeamento entre as entradas sinápticas dendríticas e a freqüência de disparo do motoneurônio apresenta uma característica do tipo passa-faixa.

A curva desta resposta em freqüência tipo passa-faixa possui uma pequena inclinação quando aumenta a partir das freqüências baixas (veja Fig. 2) e uma maior

inclinação quando diminui em direção às freqüências altas (veja Fig. 1), um dado comum a outros neurônios do sistema nervoso central (por exemplo, [12]).

Conclusão

Esta análise foi baseada em pequenos sinais, de forma que uma aproximação a um sistema linear poderia ser usada para a filtragem nos dendritos e para os estágios de codificação de disparos do motoneurônio.

Entradas sinápticas mais intensas poderiam causar não linearidades bastante complexas, algo que não foi analisado neste trabalho. Entretanto, se tomarmos como saída a atividade de um conjunto de motoneurônios, o ruído sináptico em cada motoneurônio [13] deveria causar uma linearização do mapeamento entre os comandos sinápticos e a atividade do conjunto de motoneurônios. Conseqüentemente, em tal caso, a análise linear aqui apresentada deve ser aplicável.

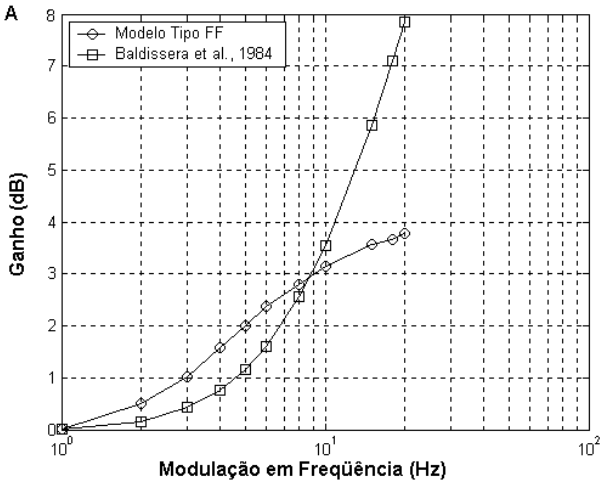


Figura 2: Resposta em freqüência da modulação na freqüência de disparo do modelo tipo FF (círculos) comparados a dados de motoneurônio real (quadrados), ambos submetidos à injeção de uma corrente senoidal no soma [14]. A – curvas de ganho; B – curvas de fase.

Referências

[1] VIEIRA M.F. *Novos Modelos de Motoneurônios de Vertebrados*. São Paulo, SP:USP, 2002. Tese de Doutorado, Universidade de São Paulo, 2002. 304 p.

[2] VIEIRA M.F., KOHN A.F. Novos Modelos de Motoneurônios de Vertebrados. *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, , São José dos Campos, São Paulo, 2002, 1 CD-ROM, 2002.

[3] VIEIRA, M.F., KOHN A.F. The encoding of input currents by motoneurons in relation to neuronal modelling. *Proceedings of IV Neuronal Coding Workshop*, Plymout, 2001, pp. 6-9, 2001.

[4] VIEIRA M.F., KOHN A.F. Uma nova proposta para modelos de motoneurônios de diferentes tamanhos. *Anais do V Congresso Brasileiro de Redes Neurais*, Rio de Janeiro, 2001, pp.127-132, 2001.

[5] KOHN A.F., VIEIRA M.F. "Optimality in the encoding/decoding relations of motoneurones and muscle units". *BioSystems*, 67:113-9, 2002.

[6] HODGKIN A.L., HUXLEY A.F. "A quantative description of membrane current and ists application to conduction and excitation in nerve". *Journal of Physiology*, 116:500-44, 1952.

[7] CULLHEIM S., FLESHMAN J.W., GLENN L.L.; BURKE R.E. "Membrane Area and Dendritic Structure in Type-Identified Triceps Surae Alpha-Motoneurons". *Journal of Comparative Neurology*, 255:68-81, 1987.

[8] FLESHMAN J.W., SEGEV I., BURKE R.E. "Electrotonic Architecture of Type-Identified Alpha-Motoneurons in the Cat Spinal-Cord". *Journal of Neurophysiology*, 60:60-85, 1988.

[9] BALDISSERA F., CAVALLARI P., CERRI G. "Motoneuronal pre-compensation for the low-pass filter characteristics of muscle. A quantitative appraisal in cat muscle units". *Journal of Physiology-London*, 511:611-27, 1998.

[10] KOCH C. *Biophysics of Computation*. New York: Oxford University Press, 1999.

[11] COOK E.P., JOHNSTON D. "Voltage-dependent properties of dendrites that eliminate location-dependent variability of synaptic input". *Journal of Neurophysiology*, 81:535-43, 1999.

[12] CARANDINI M., MECHLER F., LEONARD C.S., MOVSHON A. "Spike train encoding by regular-spiking cells of the visual cortex". *Journal of Neurophysiology*, 76:3425-41, 1996.

[13] CALVIN W.H., STEVENS C.F. "Synaptic noise and other sources of randomness in motoneuron interspike intervals". *Journal of Neurophysiology*, 31:574-87, 1968.

[14] BALDISSERA F., CAMPADELLI, P.; PICCINELLI L. "The Dynamic-Response of Cat Alpha-Motoneurones Investigated by Intracellular Injection of Sinusoidal Currents". *Experimental Brain Research*, 54:275-82, 1984.

DISTÂNCIA RADIAL NORMALIZADA E POLÍGONOS CONVEXOS NA CLASSIFICAÇÃO DO CONTORNO DE TUMORES DE MAMA EM IMAGENS POR ULTRA-SOM

A. V. Alvarenga*, A. F. C. Infantosi*, W. C. A. Pereira* e C. M. Azevedo**

* Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
** Departamento de Radiologia, Instituto Nacional do Câncer, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: victor@peb.ufrj.br

Abstract: This work aims to assess the potentiality of morphometric parameters in separating breast tumour contours, on ultrasonic images, as irregular or regular. A segmentation procedure, based on Mathematical Morphology, was applied to depict the tumour contours. Parameters calculated over normalised radial length and convex polygons were, then, calculated from 152 segmented tumour images. Linear Discriminant Analysis was applied and parameters performance assessed (accuracy, sensitivity and specificity). The best performances for individual parameters were the normalised residual mean square value and the circularity. Taking these last two and the roughness the best separation performance is obtained: high specificity (96.7%) and sensitivity (95.7%). These findings point out that these parameters are relevant to distinguish breast tumour contours.

***Palavras-Chave*: Polígonos convexos, distância radial normalizada, contorno, ultra-som de mama.**

Introdução

A mamografia tem sido apontada como a única técnica diagnóstica que comprovadamente contribui, através de um programa de acompanhamento periódico, para a detecção precoce e redução da mortalidade por câncer de mama [1]. Entretanto, a acurácia deste exame depende da composição do parênquima mamário e das características tissulares dos tumores, pois um parênquima denso dificulta a localização de um tumor [2]. Assim, o exame da mama através de imagens por ultra-som (US) tem sido considerado como o mais importante coadjuvante da mamografia para pacientes com massas palpáveis e mamografias não-conclusivas [1].

Do ponto de vista morfológico, tumores benignos de mama em imagens por US, geralmente, apresentam contorno regular e bem definido [3], enquanto os malignos, usualmente, se infiltram no tecido adjacente produzindo margens anguladas e irregulares [4]. Logo, a análise do contorno dos tumores sólidos de mama, em imagens por US, tem o potencial de auxiliar na redução das biópsias realizadas em tumores benignos [5].

Neste trabalho, parâmetros morfométricos serão investigados quanto à capacidade de distinguir tumores de mama em imagens por US, entre contornos irregulares e regulares. Usando-se um método semi-automático de segmentação [6], o contorno de cada tumor será determinado e, então, extrair-se-ão parâmetros a partir da distância radial normalizada [4] e de polígonos convexos [7], entre outros. Na avaliação de desempenho do conjunto de parâmetros em classificar o contorno, Análise Discriminante será empregada.

Materiais e Métodos

Imagens ultra-sonográficas (com respectivos diagnósticos) de 152 de tumores de mama, adquiridas por um equipamento de US a 7,5 MHz (*Sonoline – Sienna ®Siemens*) foram obtidas junto ao Instituto Nacional do Câncer (INCa I). Estes tumores foram considerados por um radiologista experiente, como tendo contorno irregular (92) ou regular (60). Utilizando-se o método de segmentação baseado em morfologia matemática, chamado SAC (*Semi-Automatic Contour*) [6], o contorno destes tumores foi então determinado.

A partir do contorno dos tumores segmentados foram determinados o polígono convexo [8] que contém o contorno definido pelo método SAC (Fig. 1) e a distância radial normalizada (*normalised radial length - NRL*) definida por [4]:

$$d(i) = \frac{\sqrt{(x(i) - X_0) + (y(i) - Y_0)^2}}{\max(d(i))}, 1 \le i \le N \,, \qquad (1)$$

onde $(X_0,\ Y_0)$ e $(x(i),y(i))$ são respectivamente as coordenadas do centróide e do i-ésimo pixel do contorno do tumor, N é o número de pixels que formam o contorno e $\max(d(i))$ é o valor máximo da distância radial.

Três parâmetros foram calculados a partir de $d(i)$: desvio padrão (D_{NRL}), razão de área (RA) e rugosidade (R). D_{NRL} fornece uma medida das irregularidades macroscópicas do contorno [4], sendo definido como:

$$D_{NRL} = \sqrt{\frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N}(d(i) - M_{NRL})^2} \qquad (2)$$

onde M_{NRL} é dado por:

$$M_{NRL} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} d(i) \quad (3)$$

A razão de área (*RA*), que contabiliza o número de *pixels* de *d*(*i*) que ultrapassa o valor médio, indica o percentual do tumor que estaria fora de um contorno circular de raio M_{NRL}. Quanto maior a irregularidade do contorno, maior o número de *pixels* externos ao circulo de raio M_{NRL}, aumentando, assim, o valor de *RA*.

$$RA = \frac{1}{M_{NRL} \cdot N}\sum_{i=1}^{N} (d(i) - M_{NRL}), \quad (4)$$

onde

$$d(i) - M_{NRL} = 0 \quad \forall\, d(i) \le M_{NRL}. \quad (5)$$

A rugosidade do contorno foi quantificada pelo parâmetro *R* (Eq.6) que calcula a distância média entre *pixels* vizinhos para todo o contorno do tumor. Quanto mais irregular o contorno do tumor, maior o somatório das diferenças entre *pixels* vizinhos e maior o valor de *R* definido como:

$$R = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} \left| d(i) - d(i+1) \right|, \quad (6)$$

Como exemplificado na Fig. 1, quanto mais irregular for o contorno, maior a diferença entre este e o seu polígono convexo. Esta característica pode ser quantificada através de dois parâmetros: a razão de superposição (*RS*) e o valor médio quadrático residual normalizado (*NRV*). O parâmetro *RS* é definido por [9]:

$$RS = \frac{Area(S_o \cap S_m)}{Area(S_o \cup S_m)} \quad (7)$$

onde S_m é a imagem binária que contém a segmentação do tumor determinada por SAC e S_o a imagem binária que contém o polígono convexo. Os símbolos $\cap$ e $\cup$ indicam interseção e união, respectivamente. Quando os contornos forem idênticos, as áreas também o serão e, portanto, $RS = 1$.

O parâmetro *NRV* baseia-se na determinação de uma área residual (S_r) definida por [10]:

$$S_r = Area\left| (S_m \cup S_o) - (S_m \cap S_o) \right| \quad (8)$$

Esta diferença representa a área residual existente entre S_m e S_o. Se as áreas forem idênticas e estiverem na mesma posição, $S_r = 0$. Assim, *NRV* é definido como:

$$NRV = \frac{\psi_r^2}{\psi_o^2} \quad (9)$$

onde ψ_r^2 é o valor médio quadrático de S_r e ψ_o^2 valor médio quadrático do perímetro P_o. Comumente, ao invés de P_o, usar-se-ia S_o, definindo-se uma relação entre áreas, porém para tornar o parâmetro mais sensível às variações do contorno, optou-se por utilizar P_o. Assim, *NRV* é a relação entre área residual e o contorno da imagem convexa.

Outros dois parâmetros foram calculados: a circularidade (*C*) e a razão de fechamento morfológico (*Mshape*). A circularidade, parâmetro importante na classificação diagnóstica de tumores de mama [4], é definida como:

$$C = \frac{P^2}{A}, \quad (10)$$

onde *P* é o perímetro e *A* a área do tumor segmentado. O perímetro e a área foram calculados respectivamente como a soma do número de *pixels* presentes no contorno e no interior do tumor.

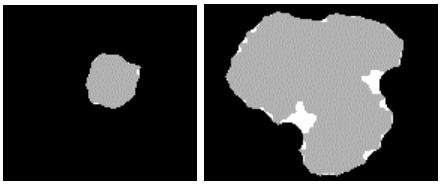
O parâmetro *Mshape* é a razão entre a área do contorno sob avaliação e seu fechamento morfológico. Este último, por preencher pequenos buracos e lacunas no contorno de uma imagem [11] faz com que a área da imagem tenda a ser maior que a original, quanto maior for a irregularidade desta última (Fig. 2).

A análise discriminante linear [12] foi então aplicada a todas as possíveis combinações dos sete parâmetros (previamente normalizados entre –1 e 1). O desempenho destes parâmetros foi avaliado utilizando-se a curva ROC, em particular a área A_z sob esta curva, além da sensibilidade (*S*), especificidade (*E*) e acurácia (*Ac*).



(a) (b)

Figura 1: Polígono convexo (em branco) de dois tumores de mama (a) regular e (b) irregular, e suas respectivas áreas (em cinza) definidas usando SAC. Notar que a diferença entre as áreas branca e cinza é maior para o tumor irregular



(a) (b)

Figura 2: Exemplo de fechamento morfológico (em branco) de um tumor (a) regular e outro (b) irregular

Resultados

O desempenho dos sete parâmetros, tomados separamente, em distinguir o contorno dos tumores de todo o conjunto de imagens (Tabela 1), indica que, com base em A_z, o de melhor desempenho é *NRV* (0,97) e, o pior, *Mshape* (0,55). As maiores acurácia (93,4%) e especificidade (94,6%) foram obtidas por *NRV*, embora *Mshape* tenha resultado na maior sensibilidade (95,7%), porém com baixa acurácia (60,5%) e baixíssima especificidade (6,7%). Entre os parâmetros calculados a partir da *NRL*, a maior *Ac* foi obtida por D_{NRL} e *RA*, com valores de *S* e *E* da mesma ordem de grandeza, enquanto *R* apresentou a segunda pior acurácia entre os sete parâmetros.

O parâmetro *C*, o segundo melhor em termos de A_z, apresentou um desempenho equilibrado, com valores de

Ac, *S* e *E* em torno de 88%. O parâmetro *RS*, com o terceiro melhor desempenho em termos de A_z, apresentou o menor valor de *S* e a terceira melhor especificidade entre os todos os parâmetros.

Tabela 1: Desempenho individual dos parâmetros na classificação dos tumores, quanto ao contorno, em irregular ou regular

Parâmetros	A_z	***Ac* (%)**	***S* (%)**	***E* (%)**
NRV	0,97	93,4	94,6	91,7
C	0,93	88,2	88,0	88,3
RS	0,91	83,6	81,5	86,7
RA	0,71	71,7	87,0	48,3
D_{NRL}	0,70	71,7	85,9	50,0
R	0,61	65,8	87,0	33,3
Mshape	0,55	60,5	95,7	6,7

Usando dois parâmetros, o melhor desempenho foi alcançado com *NRV* e *C* (Tabela 2), para o qual obteve-se aumento em *Ac* (94,7%), *S* (95,7%) e *E* (93,3%). O diagrama de espalhamento de *NRV* x *C* (Fig. 3) mostra que o parâmetro *NRV* tende a concentrar os tumores irregulares ($\mu = 0{,}71$, $\sigma = 0{,}17$) e espalhar os regulares ($\mu = 0{,}08$, $\sigma = 0{,}44$), enquanto o parâmetro *C* possui um comportamento oposto (irregulares: $\mu = -0{,}45$, $\sigma = 0{,}37$; regulares: $\mu = -0{,}87$, $\sigma = 0{,}08$). A função linear que melhor separa os dois grupos ($y=-2{,}26x+0{,}38$) é apresentada na Fig. 3.

Tabela 2: Desempenho das melhores combinações entre os parâmetros na classificação dos tumores, quanto ao contorno, em irregular ou regular

Parâmetros	A_z	***Ac* (%)**	***S* (%)**	***E* (%)**
NRV e *C*	0,97	94,7	95,7	93,3
D_{NRL}, *C* e *R*	0,91	87,5	81,5	96,7
NRV,*C* e *R*	0,97	96,1	95,7	96,7

Com três parâmetros, *NRV*, *C* e *R*, obteve-se o melhor resultado, com um aumento em *Ac* (96,1%) e *E* (96,7%), enquanto *S* (95,7%) permanece inalterada (Tabela 2). O diagrama de espalhamento de *NRV* x *C* x *R* (Fig. 4) mostra que, apesar do fraco desempenho individual do parâmetro *R*, quando combinado com *NRV* e *C*, auxilia na distinção dos tumores quanto ao contorno. O plano que melhor separa os dois grupos ($z = -6{,}53x - 3{,}03y + 0{,}38$) é apresentado na Fig 4. Aumentando-se o número de parâmetros não se obtém melhoria no desempenho do classificador.

Discussão

Entre os três parâmetros que apresentaram melhor desempenho individual, a razão de superposição (*RS*) e o valor médio quadrático residual normalizado (*NRV*), calculados com base no polígono convexo, já haviam apresentado um ótimo desempenho (A_z = 0,93 e 0,97 respectivamente) [7], e a circularidade do tumor (*C*) é citada por [4] como importante na classificação de tumores de mama entre maligno ou benigno. As curvas ROC (Fig. 5) indicam que o melhor desempenho de *NRV*, em relação a *C* e *RS*, pode ser obtido com especificidade entre 65,5% e 98,0%, valores para os quais a sensibilidade é superior a de *C* e de *RS* em 5,7% e 14,8%, respectivamente.

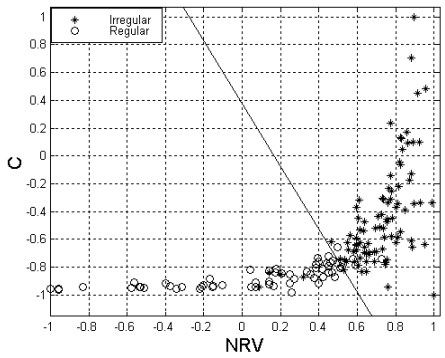


Figura 3: Diagrama de espalhamento *NRV* x *C* e a função linear que melhor separa os tumores irregulares dos regulares, reta $y=-2{,}26x+0{,}38$

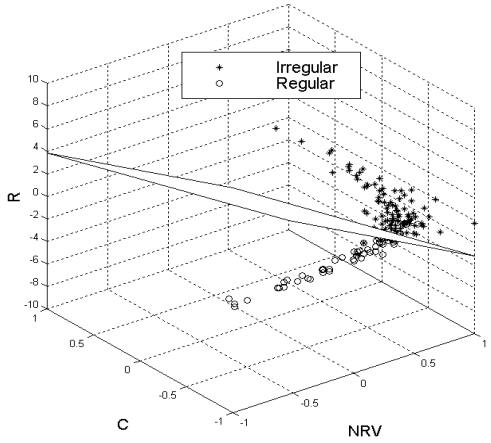


Figura 4: Diagrama de espalhamento de *NRV* x *C* x *R* e o plano ($z = -6{,}53x - 3{,}03y + 0{,}38$) que melhor separa os tumores irregulares dos regulares

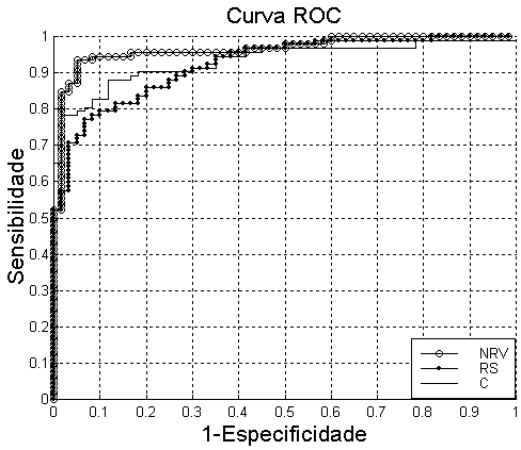


Figura 5: Curva ROC dos parâmetros de melhor desempenho analisados individualmente

O desempenho dos parâmetros *NRV* e *C* tomados em conjunto é igual ou superior àquele destes parâmetros em separado, para quaisquer dos indicadores, ou seja, tanto o número de falso-positivos quanto de falso-negativos na indicação de irregularidade do tumor diminui. Associando-se *R* a *NRV* e *C*, obtém-se uma diminuição ainda maior no número de falso-positivos, resultando em especificidade idêntica à obtida com *C*, D_{NRL} e *R*, quando tomados em conjunto. O aumento do número de parâmetros não resultou em melhoria de desempenho do classificador.

O conjunto de parâmetros formado por *NRV*, *C* e *R* indica um desempenho global superior quando comparado ao obtido em [4], *Ac* = 91%, para classificação de tumores de mama em malignos ou benignos, com base nos parâmetros *C*, D_{NRL} e *R* em conjunto. No presente trabalho, a especificidade é muito superior a de [4], *E* = 80,0%, embora com sensibilidade um pouco inferior, quando comparada à obtida por este autor (*S* = 97,2%). Da curva ROC da Fig. 6, nota-se que para se obter uma maior *S* seria necessário uma diminuição expressiva da especificidade.

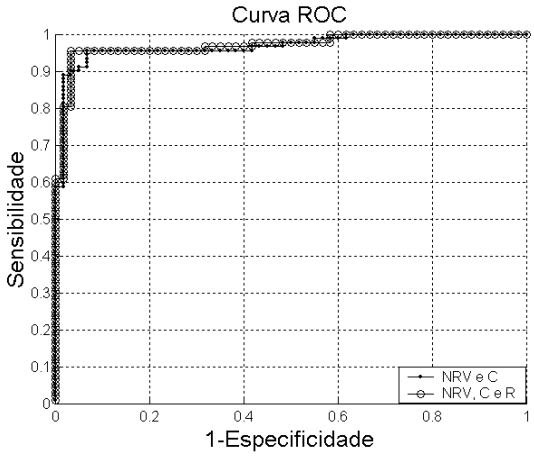


Figura 6: Curva ROC das combinações de dois e três parâmetros de melhor desempenho

Conclusão

Para distinguir tumores de mama de contornos irregulares dos regulares, em imagens por US, parâmetros morfométricos calculados a partir da distância radial normalizada e de polígonos convexos foram usados neste trabalho. O valor médio quadrático residual normalizado, calculado com base no polígono convexo, e a circularidade parecem ser os parâmetros mais relevantes para a distinção dos contornos. Utilizando-se estes dois parâmetros, que são obtidos de uma relação entre área e perímetro, junto com a rugosidade, obteve-se o melhor desempenho, com altos valores de sensibilidade (95,7%) e especificidade (96,7%). Tais achados indicam estes parâmetros como relevantes na classificação de contornos de tumores de mama em irregular ou regular, devendo-se investigar sua aplicação em distinguir tumores entre malignos ou benignos.

Agradecimentos

A FAPERJ e ao CNPq pelo apoio finaceiro.

Referências

[1] SKAANE P., "Ultrasonography as Adjunct to Mammography in the Evaluation of Breast Tumors" *Acta Radiologica Supplementum*, 40(**000**): 1-47, 1999.

[2] AZEVEDO C. M., *Manual de radiologia da mama*, Rio de Janeiro, INCa/Du Pont/Microservice, 1994.

[3] HAGEN-ANSERT, S., "Sonographic Evaluation of the Breast", Ultrasound Online CME Courses, GE Medical Systems, Disponível em: <http://www.gemedicalsystems.com/lapt/rad/us/education/msucmebr.html>. Acesso em: 30/08/03.

[4] CHOU, Y., TIU, C., HUNG, G., *et al*., "Stepwise Logistic Regression Analysis of Tumor Contour Features for Breast Ultrasound Diagnosis", *Ultrasound in Medicine & Biology*, 27(**11**):1493-1498, 2001

[5] RAHBAR, G., SIE, A. C., HANSEN, G. C., *et al*., "Benign versus Malignant Solid Breast Masses: US Differentiation", *Radiology*, 213:889-894, 1999.

[6] ALVARENGA A.V., INFANTOSI A.F.C., AZEVENDO C.M., PEREIRA W.C.A., "Aplicação de Operadores Morfológicos na Segmentação e Determinação do Contorno de Tumores de Mama em Imagens por Ultra-som", Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, 19(**2**): 95-107, 2003.

[7] ALVARENGA, A.V., PEREIRA, W.C.A., INFANTOSI, A.F.C., AZEVEDO, C.M., "Morphologic Operators Applied to Breast Tumour Ultrasound Image Classification", in Acoustical Imaging, 27, (Ed): Kluwer Academic/Plenum Publishers, Dordrecht & New York, pp. 463-470, 2004 .

[8] CASTLEMAN, K.N., *Digital Image Processing*, New Jersey, New York: Prentice-Hall International, 1996.

[9] HORSH K., GIGER M.L., VENTA L.A., VYBORNY C.J., "Automatic Segmentation of Breast Lesions on Ultrasound", *Medical Physics*, 28(8):1652-1659, 2001.

[10] INFANTOSI A.F.C., SILVA JR J.L., TIERRA-CRIOLLO C.J., SIMPSON D.M., "Avaliação do Desempenho de Técnicas de Interpolação no Mapeamento Cerebral Utilizando Simulação", *RBE Caderno de Engenharia Biomédica*;14:71-96, 1998.

[11] SOILLE, P., *Morphological Image Analysis*, Heidelberg, Berlin: Springer-Verlag, 1999.

[12] HUDSON, D.L. & COHEN, M.E., *Neural Networks and Artificial Intelligence for Biomedical Engineering,* N. York, NY: IEEE Press, 2000.

RECORTADOR DE PALAVRAS BASEADO EM MÁQUINA DE ESTADOS

F.M.Q. Gonçalves* e M.N. Souza*, **

* Departamento de Eng. Eletrônica e de Computação E.E./UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
** Programa de Engenharia Biomédica COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: fmatos@cos.ufrj.br

Abstract: Endpoint detectors are vastly used in voice technology, from voice recognition systems to cell phones, and still voice over IP software. This work proposes a novel endpoint detector for isolated utterances. It features real-time adaptability to background noise with fast response time, auto stabilization and precise segmentation. It is implemented in a state machine model, which processes signals in causal order and targets both low memory usage and computation cost. Based on proposed approach it will be shown that accurate endpoint detection is achieved under medium noise conditions by means of energy and zero crossing measurement only, with gracefull performance degradation up to high noise.
***Palavras-Chave*: Recortador de Palavras, Reconhecimento de voz.**

Introdução

Sistemas de recorte de voz são necessários para uso em aparatos como segmentação de bases de dados de voz, reconhecimento de voz e locutor, e sistemas de transmissão de voz, como telefones celulares e software de telefonia baseada em redes IP. Em sistemas embarcados, é sempre interessante reduzir o espaço de memória empregado, que pode ser escasso. Por sua vez o custo computacional dita a escolha do processador/área de silício, e tem impacto direto na potência gasta para processamento.

Medidas de energia e taxa de cruzamentos por zero são largamente utilizadas na construção de sistemas de recorte de voz, pois podem ser obtidas com pequeno esforço computacional [1,2]. Estas são utilizadas tipicamente na presença de ruído de baixa intensidade, com níveis SNR em torno de 30 dB. Abaixo deste valor, a performance de recortadores baseados nestas medidas tende a se degradar rapidamente.

Para que seja realizado um recorte eficiente sob ruído mais intenso, normalmente são empregadas técnicas mais complexas, como coeficientes *wavelet* [4] e energia de sub-bandas [5]. Shin [3] avalia medidas mais simples, e sugere o uso de valor de pico do sinal e energia presente na banda audível. Este trabalho propõe a implementação de um mecanismo de adaptação em tempo real ao ruído ambiente [4], que permita estender o uso das medidas de energia e taxa de cruzamentos por zero em sinais com presença de ruído mais intenso.

Método

Em ambientes pouco ruidosos, fonemas vozeados se distinguem facilmente do ruído de fundo por possuírem energia significativamente maior. A partir desta observação, é possível localizar facilmente segmentos de voz ao se estimar um limiar de energia (L_{EA}) alto o suficiente para discriminar sons vozeados. Este limiar é normalmente estabelecido através da análise do ruído de fundo, a partir da média (μ_E) e variância (σ_E) de sua energia, e uma constante multiplicativa (K_{EA}).

Porém, o limiar entre ruído e voz é comumente mascarado pela presença de vogais veladas e fricativas nas extremidades do segmento de voz. Para definir com maior precisão as extremidades do segmento, é utilizado um novo limiar de energia (L_{EB}), calculado com o auxílio de (K_{EB}) de maneira análoga a L_{EA}, que detecta tais vogais. Por fim, é criado mais um limiar, capaz de detectar sons fricativos (L_{CR}). Ele é definido com a média (μ_{CR}) e variância (σ_{CR}) da taxa de cruzamentos por zero, e uma constante multiplicativa (K_{CR}). Os limiares L_{EA}, L_{EB} e L_{CR} são definidos formalmente pela Equação 1.

$$\begin{aligned} L_{EA} &= \mu_E + K_{EA} \times \sigma_E \\ L_{EB} &= \mu_E + K_{EB} \times \sigma_E \\ L_{CR} &= \mu_{CR} + K_{CR} \times \sigma_{CR} \\ &\text{sendo } L_{EA} > L_{EB} \end{aligned} \quad (1)$$

Uma classificação dos tipos de sinal em função dos limiares supra-citados é mostrada na Tabela 1. Sinais de voz são divididos em: fricativas, vogais veladas e sons vozeados. O ruído é dividido em dois grupos: estacionário e impulsivo, ou de curta duração. O ruído estacionário é definido como sendo o ruído de fundo, ou ruído ambiente, que possui baixa energia, baixa taxa de cruzamentos por zero, e está presente em mais de 99% das ocorrências. A ocorrência de eventos indesejáveis, que não são característicos do sinal de voz, é enquadrada no segundo grupo de ruído. A semelhança deste grupo com sinais de voz requer mecanismos sofisticados para a separação de voz e ruído.

O procedimento de detecção de segmento se consiste na busca de sons vozeados, procurando por trechos de sinal com energia superior a $L_{EA.}$ Em seguida, tem início a marcação de limites entre voz e ruído. A partir dos

pontos obtidos com a detecção, aumenta-se a duração do segmento expandindo os pontos inicial e final, até que as medidas de energia e taxa de cruzamentos por zero sejam inferiores aos limiares L_{EB} e L_{CR}.

Tabela 1: Caracterização do sinal em ruído e sinal de voz

	Taxa de Cr. Baixa	**Taxa de Cr. Alta**
Energia Baixa	Ruído Estacionário	Ruído Estacionário e Fricativas
Energia Média	Vogais Veladas e Ruído Tipo 2	Fricativas e Ruído Tipo 2
Energia Alta	Som Vozeado e Ruído Tipo 2	Fricativas e Ruído Tipo 2

Outros procedimentos são adicionados para resolver problemas secundários. Para evitar que ruídos de curta duração sejam classificados como emissões de palavras, é necessário verificar o tempo no qual a energia do sinal excede L_{EA}. Se o tempo for menor do que um valor pré-estabelecido, o segmento é classificado como sendo ruído e é descartado. Outro problema acontece na presença de trechos de voz de baixa energia, como nas vogais veladas e na oclusão que precede fonemas plosivos, onde a diminuição temporária da energia pode levar o segmento a ser quebrado indevidamente. A correção se consiste em medir a distância entre segmentos consecutivos, unindo-os quando estiverem muito próximos.

O procedimento descrito acima pressupõe que todo o sinal esteja disponível no momento em que começa a sua análise. Em sistemas de tempo real embarcados, muitas vezes é desejável minimizar o uso de memória. Um algoritmo que atinja tais objetivos deve ser capaz de processar as janelas na ordem em que são adquiridas, possibilitando o descarte de sinais tão logo quanto possível, dispensando assim o uso de grandes espaços de memória. A solução é a criação de uma máquina de estados [2], que seja capaz de discriminar o sinal entre as classes apresentadas na Tabela 1. Tal máquina é ilustrada na Figura 1.

A primeira etapa é a detecção de palavra. Partindo de um estado inicial que contenha ruído (*IDLE)*, procura-se por algum indício de que uma palavra tenha começado. Este indício é visto através da comparação da energia do sinal com L_{EB}, que pode levar a máquina para o estado *Detecção de Energia 1* pela transição *T1b*, ou com a comparação da taxa de cruzamento com L_{CR}, que leva a máquina ao estado *Detecção de Fricativa* através de *T1a*. São criadas transições entre estes 2 estados, e em caso de satisfação das duas condições, a máquina se fixa no estado *Detecção de Energia 1*.

A máquina pode se manter nestes estados por algum tempo, ou realizar transição para *IDLE* se o sinal deixar de ultrapassar o valor de ambos os limiares. O sinal poderá ainda ultrapassar o limiar L_{EA}, quando a máquina efetuará a transição *T2* para o estado *Detecção de Energia 2*.

A próxima etapa é a validação da palavra, aonde se busca a certeza de que o sinal detectado se trata realmente de uma palavra, e não de ruído de curta duração e alta energia/taxa de cruzamentos. Para isso, a máquina é mantida neste mesmo estado, e um contador é inicializado na transição *T2* e incrementado a cada novo ciclo em *Detecção de Energia 2*. Caso a energia diminua em um curto intervalo de tempo, a máquina volta para *Detecção de Energia 1* através de *T4*, invalidando o sinal. Por outro lado, se o contador atingir um certo valor, a máquina avança ao estado *Recebendo Sinal* através de *T3*, finalmente validando o sinal. A partir deste momento, se tem certeza de que o segmento se trata de um sinal de voz. Este estado será mantido até que o final da palavra se aproxime.

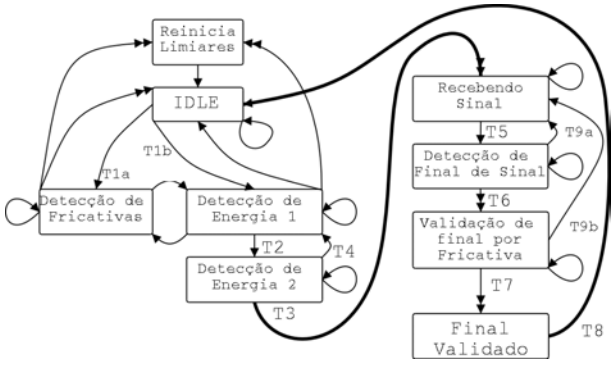


Figura 1: Diagrama da Máquina de Estados e suas transições

Na etapa seguinte a máquina realiza busca de final de segmento. De maneira simétrica ao processo descrito anteriormente, a máquina vai trocando de estado conforme os limiares vão sendo ultrapassados, em direção à baixa energia e baixa taxa de cruzamentos por zero do sinal. Assim são assumidos sucessivamente os estados *Detecção de Final de Sinal* (*T5*, quando a energia é inferior a L_{EB}), *Validação de Final por Fricativa* (*T6*, quando a taxa de cruzamentos é se torna menor que L_{CR}) e *Validação de Final* (*T7*), retornando finalmente ao estado *IDLE* (*T8*).

Para evitar quebras incorretas associadas à presença de vogais veladas e plosivas, são introduzidas as transições *T9a* e *T9b*.

Exemplo de ocorrência de algumas transições descritas pode ser visto na Figura 2, que mostra a energia instantânea do sinal calculada para blocos de 10 ms. Linhas tracejadas indicam os valores de L_{EA} e L_{EB}.

A fim de promover a adaptabilidade do recortador a mudanças de ambiente, os valores de energia e taxa de cruzamentos do sinal são analisados através de uma janela móvel, onde a média e variância são atualizadas a partir da *N* últimas amostras de ruído submetidas. Estas são coletadas a partir do sinal enquanto a máquina se encontra no estado *IDLE*. Para corrigir instabilidades neste mecanismo, o algoritmo é modificado para utilizar a Equação 2.

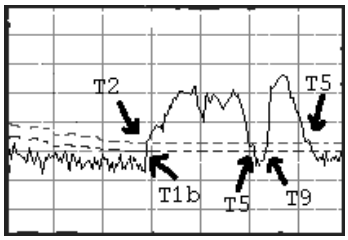


Figura 2: Transições de estado na busca de marcação de início de segmento

$$\begin{aligned} L_{EA} &= \mu_E + C_{EA} + K_{EA} \times \sigma_E \\ L_{EB} &= \mu_E + C_{EB} + K_{EB} \times \sigma_E \\ L_{CR} &= \mu_{CR} + K_{CR} \times \sigma_{CR} \\ \text{sendo } & L_{EA} > L_{EB} \end{aligned} \quad (2)$$

Resultados

Para inferir a relação SNR, o nível de energia dos segmentos de voz é calculado como sendo a energia acumuladas das suas amostras, dividido pelo tempo total do segmento. O nível de energia médio do ruído é calculado de forma semelhante, sobre a duração da janela móvel.

Podemos ver na Figura 3 a atuação do recortador original segundo a Eq. 1 para algumas emissões consecutivas da palavra /para/. A linha cheia mostra a energia instantânea do sinal, calculada em blocos de 10 ms. Linhas tracejadas indicam os valores de L_{EA} e L_{EB}. A energia do ruído é calculada como –57 dB, e a energia dos segmentos é medida como sendo respectivamente –20, –24, –26 e –25 dB. Desta maneira o sistema fica caracterizado como tendo de 30 a 35 dB SNR. Os valores dos limiares são ajustados até que se consiga bons pontos de recorte, que acontecem para K_{EB}=20 e K_{EA}=30.

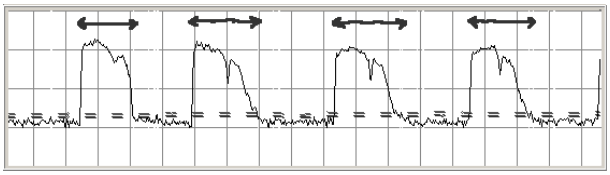


Figura 3: Marcação de segmentos para 4 emissões da palavra /para/

Da mesma forma a Figura 4 mostra a marcação de segmentos para a palavra /esquerda/, que apresenta o problema de vogais veladas em seu início. Sob o mesmo nível de ruído, os segmentos apresentam energia entre –33 e –32 dB, perfazendo cerca de 25 dB SNR.

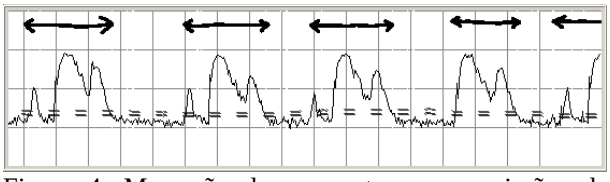


Figura 4: Marcação de segmentos para emissões da palavra /esquerda/

A fim de simular condições mais severas de ruído, é inserido ruído branco tal que a relação SNR caia para 15 dB. Os valores dos limiares são ajustados novamente para produzir bons resultados, que ocorrem para K_{EB}=50 e K_{EA}=70. Porém, pelo fato destes valores serem demasiadamente elevados, são provocadas instabilidades no mecanismo de atualização de limiares, que podem ser vistas na Figura 5. A marcação atrasada do início de um segmento (ponto 1) causa a inserção de amostras de voz nas estatísticas de ruído, aumentando a variância da energia, causando por conseqüência o aumento dos limiares (segundo Eq. 1). Novamente este problema torna a aparecer no início do 4º segmento, desta vez causando um atraso significativo na marcação de início (ponto 2). Se o ruído fosse aumentado novamente, a detecção de segmentos estaria seriamente comprometida.

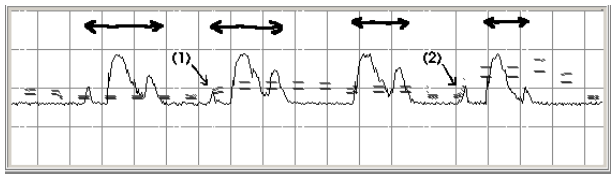


Figura 5: Instabilização da máquina sob 15 dB SNR

Com a substituição da Equação 2, foi repetido o ajuste dos limiares sobre o sinal, obtendo os valores de K_{EB}=7, K_{EA}=10, C_{EB}=2 e C_{EA}=4. Conforme se observa na Figura 6, a detecção e marcação de extremos ocorre sem dificuldade, assim como na máquina original. Porém, ao se aumentar o ruído até 15 dB SNR, não é mais necessário reajustar os valores de K_{EB}, K_{EA}, C_{EB} e C_{EA} (Figura 7). Além disso, com a inserção dos coeficientes aditivos a máquina adquire estabilidade.

O procedimento segue, aumentando a energia do ruído em 10 dB. Mesmo com o auxílio da taxa de cruzamentos por zero, a detecção de extremos começa a ser mascarada pelo ruído, e a duração dos segmentos começa a diminuir (Figura 8). Finalmente a energia do ruído é aumentada novamente em 10 dB, caracterizando portanto –5 dB SNR (Figura 9). A duração dos segmentos se reduz novamente, e somente os trechos de mais alta energia são usados para a marcação de extremos. O recortador mais uma vez mostra sua robustez nos quesitos estabilidade e detecção de segmento.

Ainda com os valores citados anteriormente, foi avaliada a capacidade da máquina de se adaptar a mudanças no ruído de fundo. Na Figura 10 vemos a simulação de mudança de ambiente, com o aumento na energia do ruído. Este é amplificado gradualmente em 30dB em um espaço de tempo de 3 segundos.

Em seguida foi analisada a inserção de outros tipos de ruído. Na Figura 11 observamos a atuação do recortador original, sob a ocorrência de um evento estranho entre 2 segmentos de voz (ponto 1). Apesar de não haver a falsa detecção de segmento, os limiares de energia se deslocam consideravelmente, prejudicando a detecção do início do próximo segmento (ponto 2).

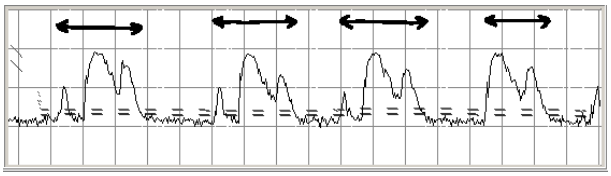


Figura 6: Energia do sinal e limiares para máquina modificada sob 25 dB SNR

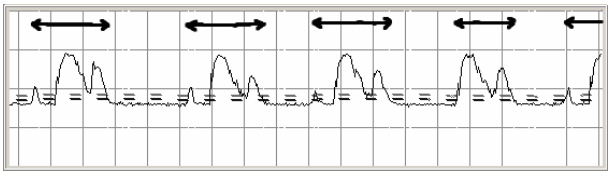


Figura 7: Energia do sinal e limiares para máquina modificada sob 15 dB SNR

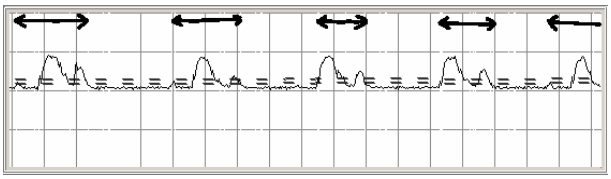


Figura 8: Energia do sinal e limiares para máquina modificada sob 5 dB SNR

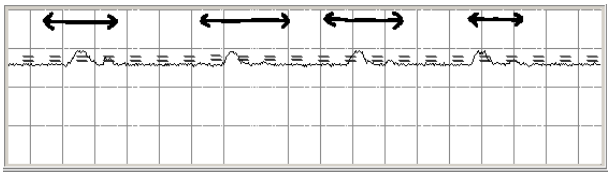


Figura 9: Energia do sinal e limiares para máquina modificada sob –5 dB SNR

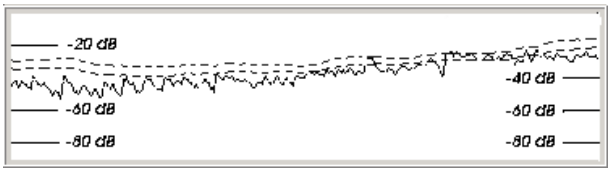


Figura 10: Adaptação do recortador à mudança de ambiente. Gráfico apresenta energia do sinal, L_{EB} e L_{EA}

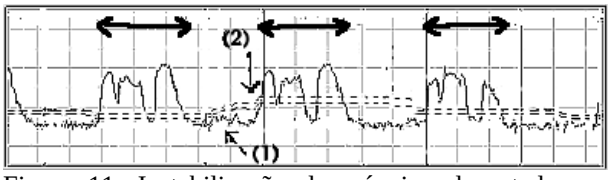


Figura 11: Instabilização da máquina de estados na presença de eventos estranhos com Equação 1

Com a adoção da Eq. 2, os valores de K_{EB} e K_{EA} são menores, produzindo a correta adaptação dos limiares à ocorrência do evento (Figura 12). Quando surge um novo segmento, ocorre a marcação precisa dos extremos, sem que o evento seja falsamente detectado como voz.

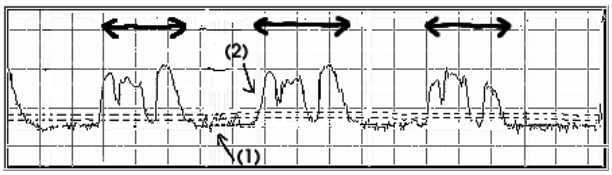


Figura 12: Estabilização das estatísticas de ruído com Equação 2

Conclusão

O algoritmo proposto oferece boa performance, com marcação precisa dos extremos para sinais de até 15 dB SNR. Com o aumento da intensidade do ruído o desempenho do recortador se degrada suavemente, causando pouco erro na marcação de extremos e sem deixar de detectar corretamente segmentos de voz. Ao contrário do algoritmo original, são realizadas adaptações em tempo real a mudanças de ambiente sem a necessidade de reajuste de variáveis. Ainda, o recortador foi capaz de demonstrar seu correto funcionamento na presença de diferentes tipos de ruído e ambiente.

Robustez e agilidade são atingidas empregando medidas simples, com baixo custo computacional e reduzido uso de memória. Uma boa modelagem do ruído, viabilizada pelo mecanismo de adaptação em tempo real ao ambiente, e pela alteração de definição dos limiares de energia e taxa de cruzamentos por zero, permitiu extender o uso destas medidas até –5 dB SNR.

O desempenho seria possivelmente melhorado com o uso de medidas mais eficientes sob condições de ruído intenso, como o de valor de pico do sinal e energia presente na banda audível [3].

Referências

[1] L. RABINER, “An algorithm for determining the endpoints of isolated utterances”, *Bell System Tech:* pp 297-315, no. 2, Vol 54, Fev.1975.

[2] F.M.Q. GONÇALVES, “Modelagem bayesiana para classificação de palavras isoladas”, *Projeto Final*: Departamento de Engenharia Eletrônica e de Computação, UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, 2004.

[3] W. SHIN, B. LEE J. LEE, “Speech/Non-speech classification using multiple features for robust endpoint detection”, *ICASSP-2000*: Istanbul, Turkey.

[4] W. FAN, Z. FANG, W. WENHU, “A self-adapting endpoint detection algorithm for speech recognition in noisy environments based on 1/F process”, *International Symposium on Chinese Spoken Language Processing*, pp 327-30: Beijing, 2000.

[5] F. JABLOUN, “Large vocabulary speech recognition in noisy environments”, *MSc. Thesis*: Bilkent University, 1998.

PERFIL DO ATENDIMENTO AMBULATORIAL DE MULHERES COM CÂNCER DE MAMA NO ESTADO DO RIO DE JANEIRO

M. R. Costa*, S. C. S. Gomes*, R. T. Almeida*

* Universidade Federal do Rio de Janeiro/Programa de Engenharia Biomédica-COPPE, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: mcosta@peb.ufrj.br

Abstract: Our purpose was to identify the attendance profile for women with breast cancer in Rio de Janeiro state in 2001 and 2002. The data in APAC-ONCO/SUS system was used to describe the initial conditions of the patients and their first treatment. The conditions of the cases did not vary for the groups of health units, but the private ones asked for more radiotherapy procedures than the public. The average treatment duration and the average monetary values of the procedures varied. For the latter, the higher variation from the global mean was 37% for chemotherapy and 48% for radiotherapy. This variation can not be explained by the conditions of the pacients, as they were similar among the units.

***Palavras chaves*: Assistência oncológica, Informação em saúde, Gestão de serviços de saúde.**

Introdução

O câncer é uma das principais causas de morte no Brasil, sendo superado apenas pelos óbitos por doenças cardiovasculares e por causas externas [1]. Estima-se que, no ano de 2003, surgiram 8040 casos novos de câncer de mama feminina no estado do Rio de Janeiro, sendo esta, a principal causa de morte por câncer entre as mulheres, com 1580 óbitos [2].

Diante deste cenário, desde 1998 o Ministério da Saúde vem, por meio de transformações regulamentares, estabelecendo estratégias que visam a criação de mecanismos de apoio e controle à gestão dos recursos disponibilizados para assistência oncológica. Dentre elas, a implantação do sistema APAC-ONCO/SUS (Sistema de Autorização de Procedimentos de Alta Complexidade em Oncologia do SUS), que é um sistema de informação dedicado ao controle administrativo da produção ambulatorial de procedimentos de radioterapia e quimioterapia para tratamento do câncer no Sistema Único de Saúde (SUS), possibilitou que dados sobre a produção ambulatorial destes procedimentos fossem registrados e disponibilizados.

O APAC-ONCO/SUS é uma valiosa fonte de informações sobre a assistência oncológica prestada à população. No entanto, este sistema ainda permanece pouco explorado como instrumento de apoio ao planejamento e avaliação das ações em saúde. O objetivo deste trabalho é verificar a condição de chegada dos pacientes com câncer de mama feminina ao sistema, no período de 2001 e 2002, e analisar o perfil do atendimento recebido por estes pacientes nas diversas unidades prestadoras de serviços do SUS localizadas no estado do Rio de Janeiro.

Materiais e Métodos

A base de dados do APAC-ONCO/SUS é constituída por um conjunto de arquivos que está disponível na página oficial do Departamento de Informática do SUS (DATASUS) na Internet. Estes arquivos necessitam ser integrados para que possam ser analisados e, para isso, foi utilizada a rotina desenvolvida por Gomes, 2003 [3]. O caso de câncer é identificado na base de dados pelo número do CPF (Cadastro Nacional de Pessoas Físicas) do paciente, que é disponibilizado de forma codificada, e por seu diagnóstico principal, que é dado pelo número do CID-10 (Classificação Internacional de Doenças 10ª edição).

As variáveis selecionadas para o estudo foram Tipo de atendimento (radioterapia ou quimioterapia), Idade, Unidade de saúde, Natureza da unidade de saúde (pública ou privada), Procedimento solicitado, Valor do procedimento solicitado e Estadiamento do tumor. O estadiamento é a variável que reflete a extensão e taxa de crescimento do tumor, podendo ser classificado em cinco graus de gravidade: estádio 0 - carcinoma “in situ”; estádio I - invasão local inicial; estádio II - tumor primário limitado ou invasão linfática regional mínima; estádio III - tumor local extenso ou invasão linfática regional extensa; estádio IV - tumor localmente avançado ou presença de metástases [4]. As variáveis Idade, Unidade de saúde e Procedimento solicitado foram organizadas em subgrupos. A idade foi categorizada em faixas etárias. As diferentes unidades de saúde foram agrupadas por regiões geográficas (Rio de Janeiro, Região Metropolitana, Região Serrana, Norte/Noroeste Fluminense e Volta Redonda), sendo que na cidade do Rio de Janeiro, as unidades receberam as seguintes subclassificações: INCA (contendo as unidades do INCA), Privadas 1 (contendo as unidades de natureza privada que prestam serviços de quimioterapia e radioterapia), Privadas 2 (contendo unidades de natureza privada que prestam apenas serviços de radioterapia) e Universitárias (contendo as

unidades universitárias públicas). Os procedimentos de quimioterapia foram classificados de acordo com o tipo de quimioterapia (quimioterapia ou hormonioterapia), finalidade do tratamento (adjuvante, paliativa ou prévia) e estadiamento aos quais se destinam. Os procedimentos de radioterapia foram agrupados de acordo com o equipamento ao qual se referem.

A preparação da base de dados e sua análise descritiva foram realizadas em ambiente SAS®[5].

Resultados

No período analisado foram identificados 19109 casos novos de câncer no sistema, dos quais, 5343 foram casos de câncer de mama feminina. Destes, 4526 casos (84,7%), tiveram como primeiro atendimento quimioterapia e os demais 817 receberam radioterapia. Como mostra a Tabela 1, observou-se que os casos chegaram ao sistema em estádios avançados da doença, com prevalência dos estadiamentos II e III. Foi verificado que 61,9% dos casos em estádio 0 receberam radioterapia em seu primeiro atendimento e que esta proporção diminuiu na medida em que o estadiamento aumentou, chegando a apenas 9,7% no estádio IV. A faixa etária de 36 a 75 anos concentrou 85% dos casos. A maior parte dos atendimentos (63,3%) foi feita por unidades de natureza pública, sendo que apenas o INCA foi responsável por 57,7% da produção total. As unidades privadas apresentaram maior proporção de casos atendidos com radioterapia, contudo, em relação aos perfis de estadiamento e faixa etária, elas foram similares às unidades públicas.

Tabela 1 – Distribuição percentual dos casos de acordo com as variáveis e o tipo de primeiro atendimento

Variável	n	% total (N=5343)	RT (%)	QT (%)
Estadiamento				
0	21	0,4	61,9	38,1
I	646	12,1	32,2	67,8
II	2000	37,4	14,3	85,7
III	1791	33,5	12,5	87,5
IV	885	16,6	9,7	90,3
Faixa etária				
< 25 anos	13	0,2	7,7	92,3
26-35 anos	200	3,7	10,5	89,5
36 - 55 anos	2379	44,5	13,5	86,5
56 - 75 anos	2166	40,5	17,0	83,0
> 75 anos	569	10,6	17,0	83,0
missing	16	0,5	43,8	56,3
Natureza da unidade				
Privada	1962	36,7	29,4	70,6
Pública	3381	63,3	7,1	92,9

N=número total de casos, n=número de casos por categoria de variável, RT=radioterapia, QT=quimioterapia.

Quando apenas os casos tratados com quimioterapia em seu primeiro atendimento foram analisados, foi verificada a solicitação de 12 tipos de procedimentos, dos quais, os mais freqüentes foram quimioterapia adjuvante para estádio II (24,3%), quimioterapia prévia para estádio III (20,5%) e hormonioterapia adjuvante para estádio II (12,9%). Em aproximadamente 55% dos casos não foi solicitado procedimento de radioterapia posterior à quimioterapia até julho de 2003. Os demais casos apresentaram pelo menos uma solicitação de radioterapia no período. Como mostra a Tabela 2, a ocorrência de radioterapia posterior foi mais freqüente nos casos em estádio 0, 62,5%, enquanto apenas 13,6% dos casos em estádio IV receberam este tratamento posteriormente à quimioterapia.

Tabela 2 – Percentual de casos com e sem radioterapia posterior à quimioterapia, de acordo com o estadimento

Estadiamento	n	Sem RT (%)	Com RT (%)
0	8	62,5	37,5
I	438	54,6	45,4
II	1713	53,4	46,6
III	1568	42,7	57,3
IV	799	86,4	13,6

n=número total de casos por estadiamento

O valor médio dos procedimentos de quimioterapia e a duração média prevista de tratamento mostraram variações entre os diversos grupos de unidades (Tabela 3). Foi observado que o valor médio dos procedimentos variou de R$ 367,40, para as unidades da Região Serrana, a R$ 640,60, para o grupo “Privadas 1”, havendo uma variação de até 37% em relação à média global. O grupo “Privadas 1” apresentou a menor média de duração prevista de tratamento do estado (8,7 meses) contra uma média global de 24 meses.

Tabela 3 – Valor médio dos procedimentos e duração média prevista do tratamento, por grupo de unidades

Grupos de unidades	%total (N=4526)	Valor (R$)		Duração(meses)	
		média	DP	média	DP
Rio de Janeiro - INCA	63,0	442,8	414,1	25,6	26,6
Rio de Janeiro - Privadas 1	9,8	640,6	465,8	8,7	13,7
Rio de Janeiro - universitárias	5,0	444,3	467,6	22,4	22,8
Região Metropolitana	5,6	622,1	753,7	25,1	24,0
Norte/Noroeste Fluminense	7,5	392,2	417,4	26,9	50,9
Região Serrana	5,4	367,4	392,2	31,6	28,1
Volta Redonda	3,7	488,1	475,2	23,4	25,2
Total	100	466,2	455,2	24,1	28,5

N=número total de casos, DP=desvio-padrão

Ao serem analisados apenas os casos que receberam radioterapia como primeiro tratamento, verificou-se a ocorrência de 3 tipos de procedimentos radioterápicos: radioterapia com acelerador linear de prótons e elétrons (12,1%), radioterapia com acelerador só de fótons

(56,1%) e cobaltoterapia (31,8%). Aproximadamente 76% destes casos, não apresentaram solicitação de quimioterapia posterior, os demais apresentaram pelo menos uma solicitação no período analisado.

Os procedimentos de radioterapia foram solicitados com freqüências relativas diferentes pelos diversos grupos de unidades (Tabela 4). O INCA é o único grupo que possui o acelerador linear de fótons e elétrons. Já o acelerador linear só de fótons está presente em todas as unidades, com exceção das unidades universitárias da cidade do Rio de Janeiro e das unidades do Norte/Noroeste fluminense, que só possuem equipamentos de cobaltoterapia.

Tabela 4 – Distribuição percentual dos procedimentos de radioterapia solicitados por grupos de unidades

Grupo de unidades	n	Procedimentos (%)		
		AC F	AC FE	CO
Rio de Janeiro - INCA	233	50,6	42,5	6,9
Rio de Janeiro – Privadas 1	170	100,0	-	-
Rio de Janeiro – Privadas 2	176	13,6	-	86,4
Rio de Janeiro - universitárias	8	-	-	100,0
Região Metropolitana	97	88,7	-	11,3
Norte/Noroeste Fluminense	73	-	-	100,0
Região Serrana	32	100,0	-	-
Volta Redonda	28	100,0	-	-

n=número de casos, AC F=acelerador linear de fótons; AC FE=acelerador linear de fótons e elétrons; CO=cobaltoterapia.

A Tabela 5 mostra que o valor médio dos procedimentos de radioterapia variou entre os grupos de unidades. Todos os grupos apresentaram valores médios superiores ao INCA. O grupo de unidades universitárias do município do Rio de Janeiro foi o que apresentou maior valor médio (R$ 1085,00), aproximadamente 48% superior à média global.

Tabela 5 - Valor médio dos procedimentos de radioterapia solicitados por cada grupos de unidades

Grupo de unidades	%total (N=817)	Valor (R$)	
		média	DP
Rio de Janeiro-INCA	28,5	461,5	365,3
Rio de Janeiro -Privadas 1	20,8	755,4	462,4
Rio de Janeiro – Privadas 2	21,5	914,9	397,7
Rio de Janeiro -universitárias	1,0	1085,0	430,3
Região Metropolitana	11,9	847,8	532,5
Norte/Noroeste Fluminense	8,9	896,2	693,6
Região Serrana	3,9	873,7	417,6
Volta Redonda	3,4	567,4	350,0
Total	100	730,9	489,3

N=número total de casos, DP=desvio-padrão

Discussão

A estimativa do INCA para o período observado foi de 12890 casos novos de câncer de mama feminina apenas no estado do Rio de Janeiro [6,7]. Porém, para o mesmo período, foram identificados 5343 casos novos desta neoplasia na base de dados do APAC-ONCO/SUS, o que demonstra que menos da metade dos casos novos estimados chegou ao sistema. É certo que os casos de câncer em que o tumor apresenta-se em estágio inicial, são tratados apenas com cirurgia e por isso não são registrados no APAC-ONCO/SUS. Entretanto, a expectativa seria de que mais casos fossem registrados no sistema, dado que, no Brasil, os casos de câncer de mama são diagnosticados tardiamente, segundo mostram as estatísticas do INCA [8]. Este diagnóstico tardio também foi observado neste estudo, no qual 87,5% dos casos chegaram ao sistema em estádios II, III ou IV.

Outro fato que chama atenção é a maior proporção de primeiro atendimento de radioterapia nas unidades de natureza privada. Esta diferença pode estar associada ao fato de que no grupo de natureza privada existem unidades que fazem exclusivamente radioterapia. Estas unidades caracterizam-se por não possuir infraestrutura necessária para atender a complexidade requerida pelo paciente oncológico. Este serviço oferecido de forma isolada, leva à fragmentação do atendimento e impossibilita que a assistência seja feita de forma integral [9], o que é uma das diretrizes da Política Nacional para Prevenção e Controle do Câncer estabelecida pelo Ministério da Saúde [10].

Avaliando o perfil do atendimento ambulatorial, tendo como base a conduta terapêutica padrão estabelecida pelo INCA [11], pode-se dizer que, em alguns casos, o atendimento prestado tende a seguir as recomendações de referência nacional para tratamento de câncer de mama. A distribuição percentual de casos com primeiro atendimento quimioterapia e radioterapia para cada estadiamento (Tabela 1), mostrou que o único estádio no qual a proporção de casos com primeiro atendimento de radioterapia é maior do que o de quimioterapia, é para o estádio 0, o que está em acordo com a conduta de referência, que recomenda cirurgia, seguida ou não por radioterapia, para estes casos. Foi observado que apenas 13,6% dos casos novos em estádio IV com primeiro atendimento de quimioterapia apresentaram solicitação de radioterapia posterior (Tabela 2), o que novamente corresponde às recomendações do INCA, que preconiza o tratamento quimioterápico paliativo para estes casos. Cabe ressaltar, que o INCA é responsável por mais de 50% do total de atendimentos do período, sendo assim, esta tendência pode estar sendo refletida, em grande parte, pela produção INCA, e não pela produção das unidades como um todo. Corroboram neste sentido, as variações em relação ao valor médio dos procedimentos solicitados e a duração média prevista de tratamento para cada grupo de unidades. No caso específico dos procedimentos de radioterapia, deve-se considerar que a cobrança é feita por número de campos irradiados e este número depende do equipamento utilizado, sendo provável que haja variações de acordo com o equipamento em uso. Assim, para que seja possível avaliar melhor o comportamento das unidades em relação à radioterapia, seria necessário verificar se o

número total de campos irradiados é coerente com o estadiamento do tumor e o equipamento utilizado.

As variações no perfil de atendimento dos grupos de unidades, em relação ao valor médio do procedimento solicitado e duração média prevista de tratamento, sugerem que as unidades de saúde adotam condutas terapêuticas diferentes. A princípio, estas variações não podem ser justificadas pelas condições de chegada dos pacientes, pois os grupos de unidades receberam casos com perfis similares. Contudo, estas variações também poderiam estar associadas a problemas de registro dos procedimentos de quimioterapia e radioterapia no sistema pelas unidades.

Este estudo demonstra o potencial do APAC-ONCO/SUS como fonte de dados para o conhecimento da assistência oncológica ambulatorial prestada à população. A investigação sobre as aparentes distorções encontradas deve ser aprofundada, uma vez que estas informações são fundamentais para os gestores no planejamento e avaliação dos serviços.

Agradecimentos

Ao CNPQ pelo apoio financeiro recebido para o projeto número 551279/01-0 e ao Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ.

Referências

[1] BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER, *O problema do Câncer no Brasil*, Rio de Janeiro: INCA/MS, 1997.

[2] BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER, *Estimativas da incidência e mortalidade por câncer no Brasil 2003*, Rio de Janeiro: INCA/MS, 2003.

[3] GOMES SCS, MARTINO R, ALMEIDA RT, "Rotinas de integração das tabelas do sistema de autorização de procedimentos de alta complexidade em oncologia do Sistema Único de Saúde", aceito para publicação no periódico *Cadernos de Saúde Coletiva*, 2003.

[4] BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, CENTRO DE DOCUMENTAÇÃO, INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER, *TNM : classificação dos tumores malignos*, Rio de Janeiro: INCA/MS, 1998.

[5] SAS INSTITUTE INC, *SAS® OnlineDoc version 8*, Internet site address: http://v8doc.sas.com/sashtml/ Acessado em 09/06/2004.

[6] BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER, *Estimativas da incidência e mortalidade por câncer no Brasil 2001*, Rio de Janeiro: INCA/MS, 2001.

[7] BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER, *Estimativas da incidência e mortalidade por câncer no Brasil 2002*, Rio de Janeiro: INCA/MS, 2002.

[8] BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER, *Falando sobre câncer de mama*, Rio de Janeiro: INCA/MS, 2002.

[9] COMISSÃO ESTADUAL DE REORGANIZAÇÃO, REORIENTAÇÃO E ACOMPANHAMENTO DA ASSISTÊNCIA ONCOLÓGICA NO RIO DE JANEIRO (CERRAO), "Diretrizes para Reorganização, Reorientação e Acompanhamento da Assistência Oncológica no Estado do Rio de Janeiro", *Rev. Bras. Canc.* 47(2): 125-41, 2001.

[10] KLIGERMAN J, "Fundamentos para uma política nacional de prevenção e controle do câncer", *Rev. Bras. Canc.* 48(1):3-7, 2002.

[11] BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE, INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER, "Câncer de mama", *Rev. Bras. Canc.* 47(1): 9-19, 2001.

SISTEMA DE BIOTELEMETRIA PARA MONITORAÇÃO DE ATIVIDADE FÍSICA EM TEMPO REAL

J.C. Cunha, B. Segantini e T. Gabardo

UnicenP/Engenharia da Computação, Curitiba, PR, Brasil

e-mail: cunha@unicenp.br

Abstract: Cardiac diseases are one of the biggest causes of death in Brazil. The electrocardiogram (ECG) is one of the most important method of examination for measure heart function and, consequently, is a great tool in diagnostic's pathologies. The measurement of the cardiac frequency offers more security and efficiency along with physical exercises. In face of this, the paper describes a tool to measure cardiac frequency in real time though the exercises, offering a safer and more efficient exercise program to person's health, in physical activities. The work is based on the development of an electronic portable equipment, which is able to transmit the electrocardiogram from the person who is being monitorated, by radio transmission.

***Key word*: biotelemetry, ECG, physical exercises.**

Introdução

Durante a prática de exercícios físicos, alterações fisiológicas indesejadas podem ocorrer, colocando em risco a vida do indivíduo. Uma das formas de se avaliar tais alterações é através do monitoramento da freqüência cardíaca deste, durante a atividade física, representando uma importante fonte de informações clínicas, de extrema importância para a segurança, bem como para a eficiência do treinamento ou condicionamento físico do indivíduo sob análise [1].

O presente trabalho teve como objetivo desenvolver um sistema de monitoração da freqüência cardíaca e do eletrocardiograma (ECG) do indivíduo, em tempo real, enquanto o mesmo está praticando atividade física. Tal monitoração é de extrema importância, tanto para indivíduos com histórico de problemas cardíacos quanto para indivíduos tidos como saudáveis, pois podem ser diagnosticadas patologias cardíacas e arritmias que se detectadas precocemente, podem ser tratadas evitando ou prevenindo danos ao indivíduo. Além disso, o monitoramento pode ser interpretado de maneira que um professor de educação física, fisioterapeuta, médico ou qualquer outro profissional da saúde possa dizer se a atividade física está de acordo com as expectativas. Esta pode estar resultando em um desempenho físico baixo, ocasionando uma baixa eficiência do exercício físico, e por outro lado, o paciente pode estar excedendo a freqüência cardíaca máxima, o que pode comprometer sua saúde [2].

Para realizar este procedimento, a pessoa a ser monitorada deve estar conectada ao sistema de aquisição através de eletrodos de ECG. Após a aquisição e o tratamento do sinal, este é transmitido, em tempo real via rádio, a um módulo de aquisição. Neste módulo, que está acoplado a um computador do tipo PC, as informações recebidas são pré-processadas e, posteriormente, analisadas pelo software do projeto, permitindo a visualização do ECG e a freqüência cardíaca do indivíduo sob análise, em tempo real. Além disso, um *flag* de alerta é acionado sempre que a freqüência cardíaca da pessoa estiver fora da faixa ideal para a mesma durante a prática do exercício físico.

Este artigo visa detalhar o processo de desenvolvimento deste sistema capaz de fazer a monitoração contínua e em tempo real da freqüência cardíaca e da onda do eletrocardiograma, onde será possível ao profissional responsável pelo acompanhamento do exercício físico uma monitoração mais eficiente, segura e rápida.

Materiais e Métodos

O eletrocardiograma é a medida das pequenas diferenças de potencial que refletem a atividade elétrica do coração. Essas diferenças de potencial podem ser medidas, na superfície do corpo, em função das seqüências temporais e da despolarização e repolarização do coração [3].

As diversas ondas representam despolarizações ou repolarizações das diferentes partes do miocárdio.. Os intervalos e os segmentos, entre essas ondas, também são identificados. A diferença entre intervalos e segmentos é a de que os intervalos incluem as ondas, enquanto os segmentos não o fazem [4].

A freqüência cardíaca é medida pela contagem dos complexos QRS por minuto [5]. O comprimento do ciclo é o intervalo R-R (período de tempo entre duas ondas R sucessivas). A freqüência cardíaca está relacionada à duração do ciclo, sendo função das variações na duração do potencial de ação e, portanto, das alterações nas durações dos períodos refratários e de excitabilidade [6].

O sistema faz a aquisição do ECG do indivíduo, utilizando-se de três eletrodos que devem estar fixados no tórax do mesmo. Após a aquisição do sinal, este passa para o estágio de processamento e só então é transmitido, via rádio, ao computador do profissional responsável (técnico, professor, médico, fisioterapeuta, etc) pelo exercício físico do indivíduo.

Após a transmissão do sinal, ocorre a recepção bem como o processamento e recuperação do mesmo. Depois de recuperado, o sinal passa por uma conversão analógica/ digital, para então ser enviado ao computador via porta paralela. A Fig.1 mostra o diagrama em blocos do projeto.

No computador há o *softwar*e que tem as funções de receber os dados vindos da porta paralela e amostrar o eletrocardiograma (ECG) da pessoa na tela, bem como, com base nos dados desta, emitir um pequeno diagnóstico a seu respeito.

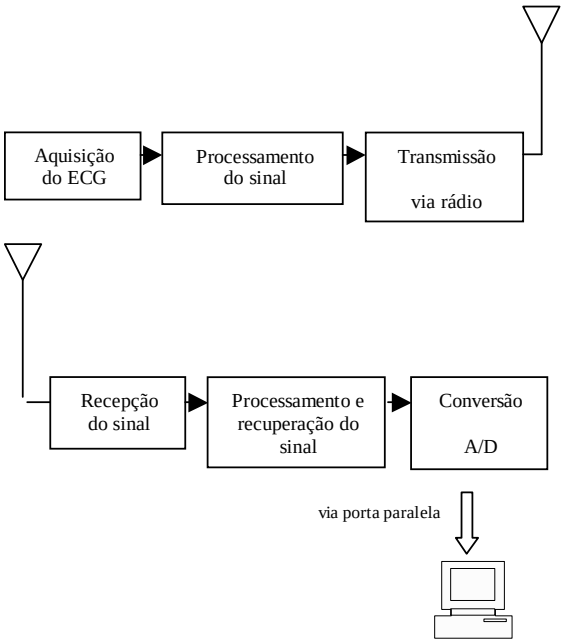


Fig.1- Diagrama em blocos do projeto

Por outro lado, o hardware foi dividido em dois módulos, sendo um de transmissão e outro de recepção, conforme mostrados na Fig.2.

Tanto no módulo de transmissão quanto no de recepção, foi necessário o uso de baterias, cuja razão principal é a portabilidade do sistema, principalmente no módulo de transmissão, que fica junto ao indivíduo sob análise e o qual faz a aquisição do ECG do mesmo.

No módulo de transmissão estão os circuitos de aquisição do ECG, tratamento do sinal, conversão tensão/ freqüência e, é claro, o circuito de transmissão. A Fig.3 ilustra esse módulo.

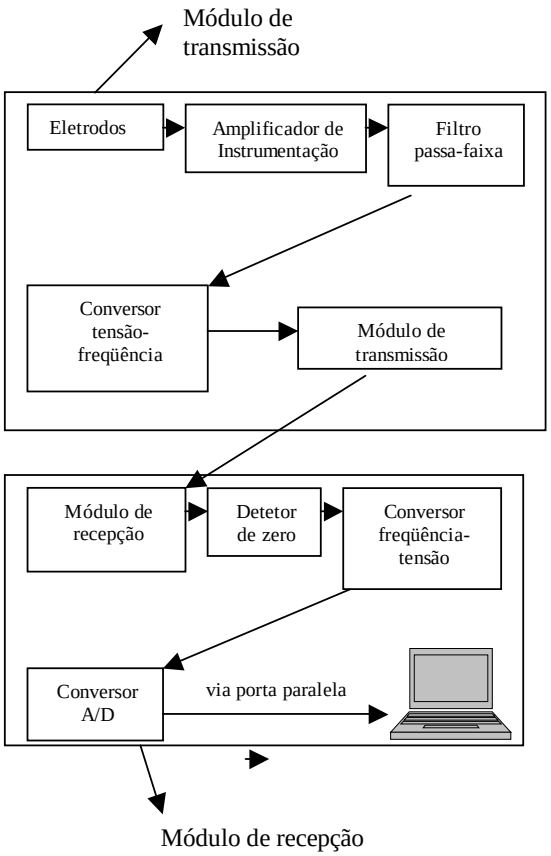


Fig.2- Diagrama em blocos do hardware

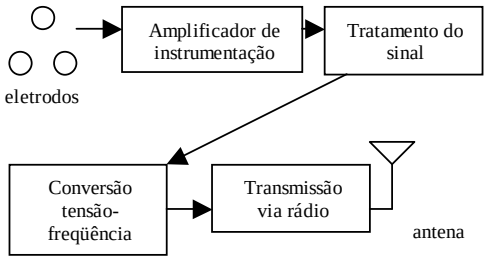


Fig.3- Diagrama em blocos do módulo de transmissão

Após o amplificador de instrumentação, fez-se necessário a utilização de um filtro passa-faixa, cuja faixa de freqüência é de 0,5Hz até 80Hz. Com sua utilização, o circuito fica protegido dos ruídos de alta freqüência que poderiam comprometer o sinal de ECG captado pelos eletrodos.

Após a saída do filtro, o sinal é submetido a uma conversão tensão/ freqüência, a fim de se realizar a modulação do sinal de ECG, para que este possa ser

transmitido. Um exemplo da conversão da modulação do sinal de ECG pode ser visto pela Fig.4, na qual cada valor de tensão do sinal de ECG é convertido para um dado valor de freqüência, resultando nos pulsos digitais. Tais pulsos são transmitidos pelo transmissor TX2, da Radiometrix.

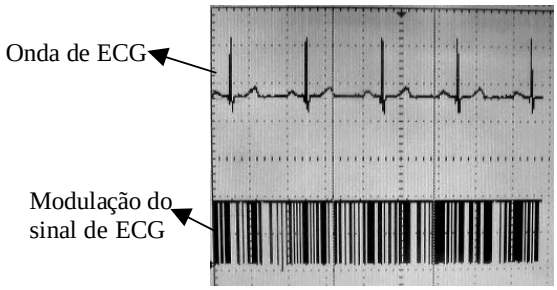


Fig.4- Formas de onda do ECG capturado e de sua modulação

O módulo de recepção é constituído pelos circuitos de recepção do sinal, da conversão freqüência-tensão e da conversão analógico-digital. A Fig.5 mostra o diagrama em blocos do módulo.

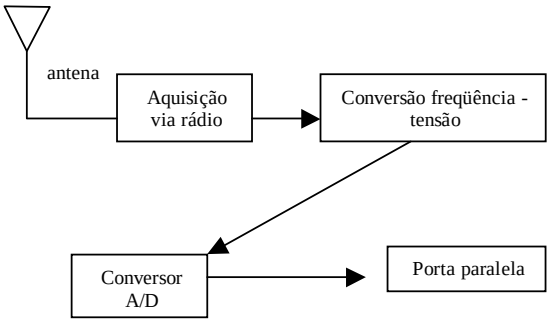


Fig.5 - Diagrama em blocos do módulo de recepção

A aquisição do sinal é feita utilizando-se o módulo RX2 da Radiometrix, compatível com o transmissor. Na recepção é utilizada uma antena de 12 cm do tipo vertical. Para uma melhor precisão e confiabilidade dos dados recebidos, foi implementado um circuito detector de zero, que tem como objetivo detectar os picos que eventualmente chegam com alguma distorção e recuperá-los para a correta recomposição do sinal.

Para a recuperação do sinal, faz-se necessário a implementação de um conversor freqüência/ tensão. A recuperação da onda de ECG após a transmissão e demodulação pode ser vista pela Fig.6. A primeira onda refere-se à saída do detector de zero, que é o sinal modulado e recebido pelo receptor, já o segundo sinal é a saída do conversor F/V, ou seja, o sinal de ECG recuperado.

Após a recuperação do sinal original, é preciso fazer a conversão analógico/digital para que os dados possam ser enviados ao computador. Para isto, foi utilizado um conversor do tipo ADC0804, com uma freqüência de clock de 1MHz.

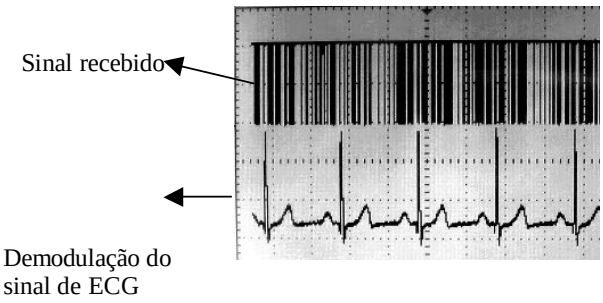


Fig.6- Formas de onda do sinal recuperado após a transmissão e o sinal de ECG após a conversão F/V

O *softwar*e desenvolvido possui as funções de receber os dados vindos da porta paralela e amostrar o eletrocardiograma (ECG) do indivíduo na tela e, com base nos dados deste indivíduo, emitir um pequeno diagnóstico a seu respeito.

O único campo obrigatório a ser preenchido pelo usuário é o campo *idade*, pois os valores de freqüência mínima e máxima são calculados com base nessa informação.

No acionamento do *flag* vermelho, ou seja, quando a freqüência está fora dos limites desejáveis, faz-se necessário um alerta de maior apelo visual. Por isso, além do *flag*, inicialmente de cor verde, ficar na cor vermelha, a tela do sistema também fica na cor vermelha, causando um alerta maior ao profissional que estará monitorando o indivíduo.

Resultados

Para a validação do sistema foram realizados vários testes, tanto com o simulador de arritmias cardíacas como com indivíduos. Obviamente, o resultado final utilizando-se o simulador foi de melhor qualidade em comparação com o resultado com pessoas, isso porque o simulador não utiliza eletrodos e não há outras atividades elétricas como ocorre com pessoas. Neste caso, a correta colocação de eletrodos é essencial, do contrário, há perda do sinal.

Além disso, o movimento do indivíduo pode prejudicar seriamente a aquisição do sinal de ECG, devido aos ruídos de tremor muscular, que podem ser captados pelos eletrodos, interferindo seriamente na detecção do sinal do eletrocardiograma. Esse problema pode ser resolvido, ou minimizado, já que sempre existirão, através da implementação de filtros mais seletivos e da utilização de eletrodos específicos para atividades físicas.

Outro problema encontrado nos testes foi na transmissão do sinal. Em lugares com muitos dispositivos eletrônicos ligados houve perda significativa do sinal. Com a realização dos testes foi verificado que, eventualmente, pode ocorrer pequenas perdas de sinal no caso de muitos anteparos entre o transmissor e o receptor, como várias pessoas circulando entre eles. A distância máxima testada foi de aproximadamente 60 metros em área interna e, em áreas externas, estão sendo feitos testes mais elaborados que serão divulgados posteriormente.

Conclusão

Na implementação dos conversores V/F e F/V e transmissão via rádio, os resultados obtidos no projeto foram satisfatórios em comparação com o esperado. Além disso, sua implementação mostrou-se viável.

Há vários aspectos que podem ser melhorados para que o projeto torne-se comercialmente viável, entre os quais podemos citar a implementação de filtros que permitam o movimento do indivíduo sem a perda do sinal do eletrocardiograma; os módulos podem se tornar menores fisicamente, com a utilização de circuitos integrados do tipo SMD e otimização do espaço durante a montagem das placas. A substituição do cabo de aquisição do ECG por um mais leve e com garras menores também deve ser visto como uma melhoria significativa, pois o peso deste pode ocasionar deslocamentos e interferências no sinal.

Com relação aos testes realizados, observou-se que apesar destes terem se mostrado mais claros e precisos com o uso do simulador de arritmias, com indivíduos conseguiram-se bons resultados em termos de sinal de ECG e da freqüência cardíaca. Observou-se que a utilização de eletrodos de qualidade gerou resultados mais precisos e eficientes, ou seja, recomenda-se o uso de eletrodos descartáveis e do tipo teste de esforço.

Referências

[1] ASCHER, C.R., *et al*. *Perfis Ecocardiográficos de Doenças Associadas com Morte Cardíaca Súbita em Atletas Jovens*. Departamento de Cardiologia, The Cleveland Clinic Foundation, Cleveland, Ohio 44195.

[2] WILLIAMS, R.A. *O Atleta e a Doença Cardíaca: Diagnóstico, Avaliação e Conduta*. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A., 2002.

[3] WEBSTER, John G. Medical *Instrumentation Application and Design*. Toronto: John Wiley & Sons Inc., 1995.

[4] FLETCHER, G.F. *O Eletrocardiograma do Atleta*. Departamento de medicina, Mayo Medical School, Mayo Clinic, Jacksonville, Florida 32224.

[5] COSTANZO, Linda S. *Fisiologia*. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A. 1999.

[6] FARDY, P. S. *et al*. *Reabilitação Cardiovascular Aptidão Física do Adulto e Teste de Esforço*. Rio de Janeiro: Editora Revinter Ltda, 1998.

SOFTWARE PARA AUXÍLIO NO ENSINO DE ARRITMIAS CARDÍACAS

Rodrigo Villaverde Cendon*, Mauricio Perretto* e José Carlos da Cunha*

* UnicenP – Centro Universitário Positivo/Eng. da Computação, Curitiba, Brasil

e-mail: rodrigo@villaverde.com.br

Abstract: The main objective in developing this software is to assisting health and educational professionals in interpreting and/or learning cardiac arrhythmias. The system functioning base is a database with most common arrhythmias. These ones are saved and presented like animations, simulating electrocardiographs functions. Beyond the electrocardiographic signal visualization, the user can access lots of specific theory about each variation, explaining, amongst other concepts, when, how and why these arrhythmias occurs.
***Keywords*: cardiac dysfunction, learning, simulation, electrocardiography.**

Introdução

As arritmias cardíacas são distúrbios da condução do estímulo elétrico no coração, cuja função é a de contrair o músculo de forma harmônica e sincrônica[1]. Ou seja, em um coração normal, a condução do estímulo elétrico faz com que os átrios se contraiam primeiro, em seguida, os ventrículos. Existem diversos tipos de arritmias cardíacas, sendo que algumas não representam qualquer problema em termos de qualidade ou tempo de vida como, por exemplo, as extrassístoles esporádicas (contrações do coração fora de compasso). Entretanto, algumas se apresentam de forma grave e são chamadas "ameaçadoras da vida", podendo levar à morte. O tratamento das arritmias depende da sua gravidade e do desconforto causado ao paciente, que pode ser desde palpitação e sensação de descompasso do coração, até fortes dores peitorais.

Este projeto tem como principal objetivo o auxilio de acadêmicos de cursos onde é necessário o entendimento e o diagnóstico de arritmias cardíacas, podendo ele ser utilizado em cursos tais como: medicina, fisioterapia, educação física, dentre outros. O seu funcionamento é baseado em um banco de dados formado por diversas arritmias, cada uma acompanhada de perguntas, respostas e explicações teorias sobre o caso.

A sua forma de interação com o usuário é inteiramente gráfica, permitindo a visualização das arritmias em movimento e em tempo real. Possibilidade de avaliação do desempenho pessoal em seqüências de perguntas e respostas, assim como análise de tempo e amplitude dos sinais exibidos.

Materiais e Métodos

Assim como outros métodos de diagnóstico, o eletrocardiograma também apresenta suas limitações, como o não fornecimento de informações sobre o estado mecânico do coração, uma vez que pacientes com insuficiência cardíaca congestiva podem apresentar um traçado normal e animais perfeitamente saudáveis podem exibir anormalidades eletrocardiográficas não-específicas[2]. Por essas razões, o resultado do exame deve sempre ser avaliado em conjunto com os achados clínicos. Nem sempre é possível determinar um prognóstico apenas com a visualização dos sinais cardíacos e o ECG não registra achados patológicos de válvulas, artérias coronárias, endocárdio ou pericárdio, somente do miocárdio[3].

A eletrocardiografia é uma prática comum em hospitais e clínicas em todo o país, sendo considerada como uma das principais formas de diagnóstico existentes no mundo. Mas não basta apenas ser realizado um ECG e os seus dados armazenados, estes devem ser interpretados em busca de anomalias do sinal, as quais podem informar sérios problemas cardíacos, dentre eles:

> taquicardia;
> bradicardia;
> fibrilações;
> dispnéia de início agudo;
> síncope ou convulsão;
> cianose;
> sopro cardíaco.

Considerando estes fatos, foi desenvolvido um software para fins de treinamento de estudantes e profissionais, onde o usuário dita o seu próprio ritmo de estudo. O processo de ensino está baseado em um esquema de perguntas e respostas, onde o aluno é levado a interagir de maneira direta com aquilo que está sendo estudado.

Para a aprendizagem, é de grande valia a possibilidade de visualização do ECG em movimento, assim oferecendo um ambiente similar ao encontrado em eletrocardiógrafos profissionais. Ao mesmo tempo em que o usuário interpreta os sinais exibidos no simulador, são realizadas avaliações constantes da quantidade de acertos e/ou erros cometidos durante o treinamento. Com estes dados, é emitido um *feedback* onde o usuário pode verificar o seu desempenho, assim como pontos que devem ser mais treinados.

Além do seu funcionamento como um sistema de avaliação dos conhecimentos do usuário sobre arritmias, o software também oferece conteúdo necessário ao entendimento do funcionamento do coração, além de um banco de dados com diversas ondas reais para análise.

O funcionamento do coração é abordado de forma teórica, oferecendo conceitos básicos do seu funcionamento elétrico suficientes para um bom entendimento da seqüência de ativações nervosas. Com isto, a compreensão da origem das arritmias é favorecida, não se limitando então, às formas de onda.

Para que o software fosse o mais realista possível foram amostrados sinais eletrocardiográficos de sistemas simuladores de arritmias cardíacas.

Preferiu-se esses sinais em detrimento de eletrocardiogramas de pacientes por permitirem uma amostragem sem ruídos ou artefatos de movimento do paciente que descaracterizariam a onda estudada. Esses sinais podem ser inseridos durante o treinamento, pelo próprio *software*, sendo possível à inserção de ruídos aleatórios, provocados pela simulação de outros aparelhos ou artefatos de movimento do paciente.

Foram inseridos dezoito tipos distintos sinais eletrocardiográficos no software, os quais são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 – Lista de sinais utilizados no CardioSIM

Onda	Freqüência
Ritmo Sinusal Normal	60 bpm
Braquicardia Sinusal	30 bpm
Taquicardia Sinusal	120 bpm
Taquicardia Ventricular	120 bpm
Fibrilação Atrial	--//--
Fibrilação Ventricular	--//--
Extra-sístole Atrial	--//--
Flutter Atrial	--//--
Flutter Ventricular	--//--
Bigeminismo Atrial	--//--
Bigeminismo Ventricular	--//--
Assistolia Ventricular	60 bpm
Assistolia Total	--//--
Bloqueio Átrio-Ventricular de 1º Grau	60 bpm
Bloqueio Átrio-Ventricular de 1º Grau 2:1	30 bpm
Bloqueio Átrio-Ventricular Total	30 bpm
Ritmo Indioventricular	30 bpm
Ritmo Juncional	60 bpm

O software pode se portar da forma de uma apostila sobre arritmias, onde o usuário, aluno, estuda um tópico sobre arritmias agrupadas de duas formas possíveis: causa / região comprometida, patologia / sintomas apresentados pelo paciente; e a partir disto, o software formula uma série de perguntas a serem respondidas no final do estudo.

É necessário o cadastro do usuário para utilização do software, isto se deve ao fato de os resultados da avaliação serem armazenados e a possibilidade do usuário verificar sua evolução e domínio do assunto.

Resultados

O *software* ainda não foi completamente concluído. Efetuou-se a obtenção das arritmias e foram realizadas diversas conversas com pessoal da área médica com o intuito de obtenção de dados relativos as principais dúvidas e questões de alunos quanto a leitura de eletrocardiografias.

Atualmente, foi desenvolvida uma interface inicial onde é possível a visualização das arritmias de forma dinâmica, isto é, como na análise de um ECG em um monitor, e é possível a inserção dos diversos ruídos que alteram o sinal e tornam o *software* mais realístico.

Já foram adquiridos e inseridos em um banco de dados os dados principais das arritmias apresentadas no software, além disso, foram inseridos os principais sintomas referentes a essas patologias.

No momento, estão sendo consultados professores da área biológica do Centro Universitário Positivo – UnicenP, na coleta dos dados relativos as principais dúvidas e erros dos alunos nas análises de ECG.

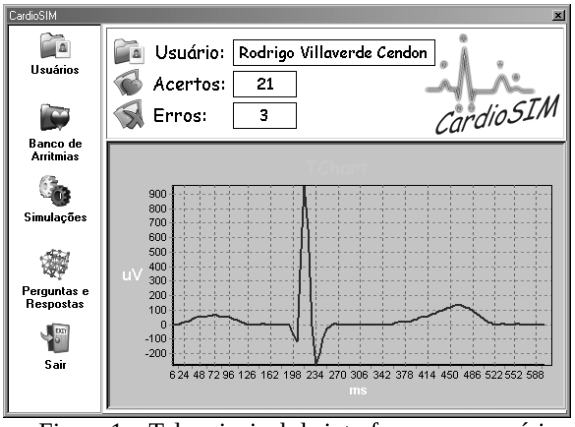


Figura 1 – Tela principal da interface com o usuário.

Referências

[1] DUBIN, Dale B. LINDNER, Udo K., *Interpretação fácil do ECG : método autodidata de interpretação do eletrocardiograma***,** Rio de Janeiro : Revinter, pp. 20-55,1999.

[2] STEIN, Emanuel, *Análise rápida dos eletrocardiogramas : um guia de estudos***,** São Paulo : Manole, pp 55-67, 2001.

[3] Arritmia.med.br, Internet site address: http://www.arritmia.med.br , acessado em 11/05/2004.

EFEITO DA EXPERIÊNCIA VISUAL PRÉVIA DURANTE SIMULAÇÃO MENTAL DE MOVIMENTOS EM DEFICIENTES VISUAIS

L. A. Imbiriba*, E. C. Rodrigues**, J. Magalhães*, M. A. C. Garcia* e C. D. Vargas**

* Laboratório de Biomecânica - EEFD/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
** Laboratório de Neurobiologia II - IBCCF/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: aurelio@eefd.ufrj.br

Abstract: In this study we investigate the physiological state induced by a mental simulation task in subjects with early and late onset blindness, analyzing simultaneously stabilometric, EMG and ECG signals. Six subjects had an early blindness onset (before 3 y.); 4 of them lost their sight during late infancy and 2 had non-identified onset. They were asked to: stand up for 20 s; count mentally from 1 to 15; imagine and then execute a bilateral plantar flexion 15 times. Discriminant analysis based on the stabilometric parameters and heart beats showed an overall correct classification of 100% and 90.9%, respectively, only during mental simulation. Motor simulation in early and late blind subjects thus seems to relay on distinct body representations.
***Palavras Chaves*: Controle postural, simulação mental, deficiência visual.**

Introdução

O processo de reorganização cortical em deficientes visuais parece ser dependente da idade da ocorrência da perda visual [1],[2], acarretando, provavelmente, diferentes adaptações que podem se refletir também no controle motor. Por exemplo, diferenças significativas em relação ao padrão de ativação do córtex visual durante a leitura de Braille são verificadas em cegos congênitos em comparação com sujeitos portadores de deficiência visual adquirida [3]. Numa outra linha de evidencias, cegos precoces (congênitos) adotam estratégias não-visuais na resolução de problemas espaciais enquanto cegos tardios utilizam basicamente estratégias consideradas como visuais [4],[5]. Desta maneira, torna-se relevante investigar os mecanismos de controle da postura e dos movimentos corporais em função da data de inicio da perda visual.

A simulação mental de movimentos vem sendo utilizada como instrumento para acessar a estrutura e o conteúdo das representações neurais para ação. Apesar de ser consciente, este processo mantém uma das principais características do processamento pragmático das ações, que é ser pobremente verbalizado. Desta maneira, o estudo do processo de simulação mental de movimentos apresenta uma peculiaridade importante que é a oportunidade de acessar o processo cognitivo e voluntário do planejamento de movimentos [6].

Como o portador de deficiência visual representa para si mesmo um determinado movimento? Há evidencias de que a construção e manipulação espacial de partes do corpo têm uma origem mista, visual e somato-motora [7],[8],[9]. Nos sujeitos normais, essas representações serão acessadas em função da estratégia utilizada durante a simulação mental de movimentos [10],[11].

Mostramos anteriormente que voluntários normais apresentam padrões estabilometricos distintos em função da estratégia adotada para simular mentalmente um movimento de flexão plantar [9].

O objetivo deste estudo foi identificar estados fisiológicos distintos entre indivíduos portadores de deficiência visual durante o processo de simulação mental de um movimento de flexão plantar em função do inicio da perda visual (congênita ou adquirida). Para tal, analisamos as séries temporais dos batimentos cardíacos, o controle do equilíbrio corporal e a atividade eletromiográfica do músculo gastrocnêmio em deficientes visuais na postura ereta.

Materiais e Métodos

Participaram deste estudo 12 indivíduos portadores de deficiência visual, com média de idade de 26,1 (± 5,01) anos. Todos eram praticantes regulares de futebol para cegos (classe B1: sem percepção de luz, ou percepção luminosa sem discriminação de forma, segundo a Classificação Oftalmológica da International Blind Sports Federation) e consentiram em participar deste estudo. Estes indivíduos iniciaram a perda visual precocemente (n=6, até os 3 anos), por problemas congênitos, ou mais tardiamente (n=4, com 3, 12, 16 e 22 anos). Dois indivíduos não relataram com convicção o motivo da lesão e constituíram então um terceiro grupo.

Os participantes receberam instrução para, sobre uma plataforma de força (AMTI), com pés unidos e olhos fechados: a) manter a postura ereta normal durante 20 segundos; b) contar mentalmente de 1 a 15; c) imaginar-se realizando o movimento de flexão plantar bilateral e retornar à posição original durante 15 repetições, e d) executar o mesmo movimento de flexão plantar por 15 vezes. A ordem das tarefas foi sempre a mesma e os sujeitos avisavam o início e o final de cada tarefa realizada.

Os sinais estabilométricos foram amostrados a 50 Hz e utilizou-se um filtro "anti-aliasing" com freqüência de corte de 5 Hz. Das séries temporais dos deslocamentos do centro de pressão, nas direções lateral (x) e ântero-posterior (y), foram calculados os seguintes parâmetros tradicionais para análise: 1) velocidade média de deslocamento (vel), 2) desvio padrão e 3) nos dois eixos simultaneamente, a área elíptica de deslocamento do CP [12],[13].

As aquisições dos sinais eletrocardiográficos (ECG) - derivação V5 - e eletromiográficos (EMG) do músculo gastrocnêmio direito foram realizadas simultaneamente com uma freqüência de amostragem de 1000 Hz, havendo uma sincronização automática dos sistemas de aquisição.

Do sinal eletrocardiográfico, os parâmetros analisados, após a identificação das ondas R e a obtenção da série de intervalos RR, foram: 1) o valor médio dos intervalos RR, 2) o desvio-padrão da série de intervalos RR e 3) o número de intervalos que diferem do anterior mais que 50 ms (pNN50) [14].

Para o sinal eletromiográfico, analisou-se: 1) o valor RMS,, 2) o valor médio retificado e 3) a freqüência mediana do sinal, calculada via transformada rápida de Fourier (FFT) [15]. Como a duração das tarefas variava entre os indivíduos, optou-se pela análise dos 20 segundos iniciais para todos os sinais utilizados (figura 1).

Posteriormente, para determinar que variáveis discriminam 2 ou mais grupos, calculou-se funções discriminantes – que são combinações lineares simples das variáveis utilizadas; onde os coeficientes das funções refletem a contribuição de cada variável no modelo. Como suposições básicas os grupos são mutuamente exclusivos e as variáveis utilizadas são não-redundantes [16].

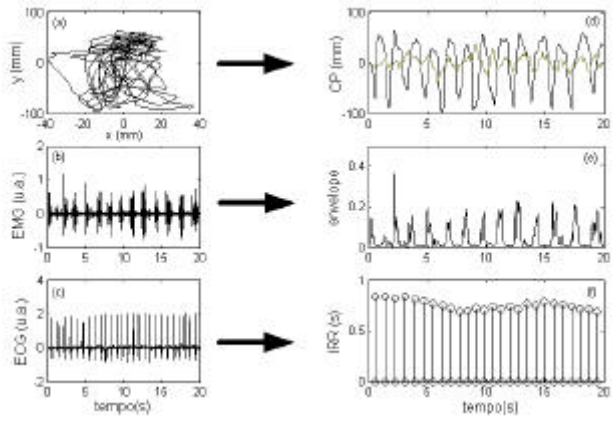


Figura 1. Exemplo da aquisição e pré-processamento dos sinais estabilométricos (**a**), eletromiográficos (**b**) e eletrocardiográficos (**c**), durante os 20 segundos iniciais da tarefa de execução de 15 flexões plantares. Na esquerda os sinais brutos e à direita os sinais pré-processados: estabilograma lateral - marrom - e ântero-posterior – preto (**d**); EMG retificado (**e**) e a série dos intervalos RR (**f**). Exemplo: indivíduo M.D.S.

Resultados

A análise discriminante foi realizada para cada modelo separadamente. Nestes modelos as variáveis foram calculadas a partir das oscilações corporais, da série temporal dos intervalos RR ou do sinal de EMG, para as quatro condições experimentais (tabela 1).

Tabela 1: Nível de significância (valor-p) para cada modelo testado nas situações avaliadas e para os diferentes sinais.

Situações	**Equilíbrio**	**EMG**	**IRR**
20 segundos	0,51	0,47	0,16
Contar	0,62	0,62	0,11
Imaginar	0,031*	0,61	0,035*
Executar	0,61	0,48	0,24

* $p < 0,05$

O comportamento distinto entre os grupos foi identificado no modelo que utiliza as variáveis estabilométricas (p=0,035), sendo a velocidade média e o desvio padrão na direção lateral, as variáveis que contribuem para o bom desempenho do modelo em discriminar os membros de cada grupo (tabela 2). A primeira função discriminante é a melhor e identifica corretamente 100% dos casos (figura 2). Este bom desempenho só foi obtido na situação de simulação mental, não tendo sido observado nas situações controle, contar e executar (tabela 1). Na mesma tarefa (simulação mental), o modelo baseado nos intervalos RR também discriminou o comportamento distinto entre os grupos (tabela 3), porém com 90% de acerto (somente um indivíduo foi classificado errado).

Tabela 2: Coeficientes e nível de significância para o modelo baseado no parâmetro estabilométrico para a tarefa de simulação mental.

Parâmetros	**Coeficientes**	**Valor p**
Área	0,12	0,116
Desvio padrão (x)	0,23	0,021*
Desvio padrão (y)	0,08	0,279
Velocidade média (x)	0,37	0,006*
Velocidade média (y)	0,11	0,141

* $p < 0,05$

Os modelos baseados nas variáveis do EMG mostraram um fraco desempenho em discriminar as diferenças entre os sujeitos em todas as situações avaliadas.

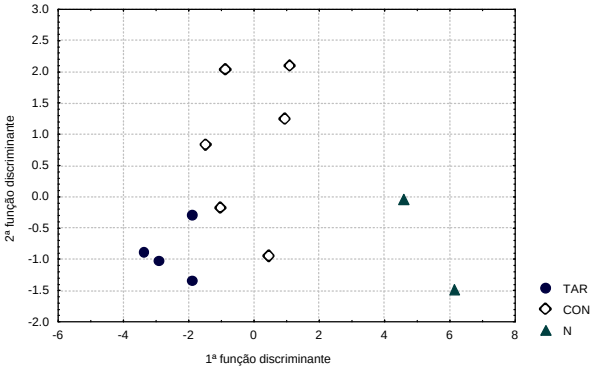


Figura 2. Análise discriminante entre indivíduos portadores de deficiência visual: tardia (TAR), congênito (CON) e não-classificado (N), durante a tarefa de simulação mental do movimento de flexão plantar bilateral. Notar a melhor predição entre os grupos para a primeira função discriminante (abscissa) e a classificação correta de 100% dos casos, neste modelo.

Tabela 3 – Modelo baseado nos parâmetros obtidos da série de intervalos RR durante a tarefa de simulação mental.

Parâmetros	**Coeficientes**	**Valor p**
Média IRR	0,67	0,008*
Desvio padrão IRR	0,13	0,446
pNN50	0,25	0,088

* $p < 0,05$

Discussão

Em trabalho anterior, mostrou-se que sujeitos normais apresentam padrões distintos de controle postural em função da estratégia adotada para simular mentalmente um movimento de flexão plantar: o padrão estabilométrico do grupo de sujeitos que relatou ter se visto realizando a tarefa de simulação mental diferiu em relação ao que relatou ter se sentido executando a mesma tarefa [9]. Estes resultados sugeriram que circuitos cerebrais diferentes estariam sendo recrutados em função da estratégia, afetando de maneira distintos o equilíbrio postural.

No presente estudo, a comparação do padrão estabilométrico obtido em deficientes visuais precoces e tardios, durante uma tarefa de simulação mental que envolve um ajuste postural, revelou uma influência da idade de ocorrência da deficiência visual. Nossa hipótese para explicar esses resultados é de que nos cegos precoces os circuitos envolvidos com a representação corporal devam ser exclusivamente somato-motores, enquanto nos cegos tardios, expostos por um tempo mais prolongado à informação visual, essa representação incluiria um componente visual. Essa distinção entre os grupos só foi evidenciada para a condição simulação mental, estando ausente para as situações controle (20 s na postura ereta estática, contar mentalmente e execução).

O bom desempenho do modelo baseado nos intervalos RR sugere ativação autonômica distinta, dependente da idade de ocorrência da perda visual, durante a realização da tarefa de simulação mental. Quando realizada no modo somato-motor, a simulação mental de movimentos é acompanhada por uma alteração autonômica [17]. Assim, pode-se supor que os sujeitos que foram privados muito precocemente da informação visual utilizariam, de circuitos ancorados na representação somato-motora.

Nossos resultados indicam que não somente a representação de movimentos, mas também a modulação autonômica induzida durante uma tarefa de simulação mental podem diferir em função da experiência visual ao longo do desenvolvimento motor.

Por outro lado, o registro eletromiográfico contribuiu pouco para discriminar comportamentos distintos entre os deficientes visuais. A existência de ativação seletiva da musculatura relacionada ao movimento que esta sendo simulado é controversa (Jeannerod, 1997). Nossos resultados mostram que a modulação sobre a musculatura efetora é um preditor fraco da experiência visual prévia.

A abordagem de análise multivariada é baseada na combinação linear das variáveis calculadas. Individualmente, estas variáveis não são robustas o suficiente para refletir a complexidade do controle fisiológico. Através desta abordagem foi possível discriminar as características distintas entre grupos de deficientes visuais.

Conclusão

Mostramos neste estudo, através da analise discriminante, uma influência da idade de ocorrência da lesão e, conseqüentemente, do tempo de experiência visual sobre os parâmetros estabilométrico e de freqüência cardíaca durante a simulação mental de um movimento. Estes achados reforçam as evidências de diferentes padrões de adaptação e reorganização no sistema nervoso central em deficientes visuais com lesão precoce e tardia [1],[18].

Pretendemos agora obter o registro da atividade cerebral durante as tarefas, para inferir quais as redes neuronais envolvidas nas estratégias de simulação mental em deficientes visuais precoces e tardios, assim como realizar testes comportamentais que confirmem estas diferenças entre os grupos.

Referências

[1] SADATO N., OKADA T., HONDA M., YONEKURA Y. “Critical period for cross-modal plasticity in blind humans: A functional MRI study”, *NeuroImage* 16:389-400, 2002.

[2] GIZEWSKI E.R., GASSER T., DE GREIFF A., BOEHM A., FORSTING M. “Cross-modal plasticity for sensory and motor activation patterns in blind subjects”, *NeuroImage* 19:968-975, 2003.

[3] BÜCHEL C., PRICE C., FRACKOWIAK R.S.J., FRISTON K. “Different activation patterns in the visual cortex of late and congenitally blind subjects”, *Brain* 121:409-419, 1998

[4] HOLLINS M. “Styles of mental imagery in blind adults”, *Neuropsychologia* 23:561-566, 1985.

[5] VANLIERDE A., WANET-DEFALQUE M.C. “Abilities and strategies of blind and sighted subjects in visuo-spatial imagery”, Acta Psychologica, in press, 2004.

[6] JEANNEROD M. *The cognitive neuroscience of action*, New York: Blackwell, 1997.

[7] PARSONS L.M., FOX P.T., DOWNS J.H., GLASS T., HIRSCH T.B., MARTIN C.C., JERABEK P.A., LANCASTER J.L. “Use of implicit motor imagery for visual shape discrimination as revealed by PET”, *Nature* 375:54-58, 1995.

[8] COHEN M.S., KOSSLYN S.M., BREITER H.C., DIGIROLAMO W.L., THOMPSON W.L., ANDERSON A.K., BOOKHEIMER S.Y., ROSEN B.R., BELLIVEAU J.W. “Changes in cortical activity during mental rotation. A mapping study using functional MRI”, *Brain* 119:89-100, 1996.

[9] RODRIGUES E.C, IMBIRIBA L.A., LEITE, G.R., MAGALHÃES J., VOLCHAN E., VARGAS C.D. “Efeito da estratégia de simulação mental sobre o controle postural”, *Rev. Bras. Psiquiatria* 25 (Supl. II):33-35, 2003.

[10] RUBY P., DECETY J. “Effect of subjective perspective taking during simulation of action: a PET investigation of agency”, *Nature Neuroscience* 4:546-550, 2001.

[11] SIRIGU A., DUHAMEL J.R. “Motor and visual imagery as two complementary and neurally dissociable mental processes”, *J. Cogn. Neurosci.* 13:910-919, 2001.

[12] OLIVEIRA L.F, SIMPSON D.M., NADAL J. “Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis”, *Physiol. Meas.* 17:305-312, 1996.

[13] PRIETO T.E., MYKLEBUST J.B., HOFFMANN R.G., LOVETT E.G., MYKLEBUST B.M. “Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 43:956-966, 1996.

[14] TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY AND THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY, “Heart rate variability”, *Circulation* 93:1043-1065, 1996.

[15] HERMENS H.J., FRERIKS B., MERLETTI R., STEGEMAN D., BLOK J., RAU G., DISSELHORST-KLUG C.; HÄGG G., *European Recommendations for Surface Electroyography*, SENIAM Project, 1999.

[16] KLECKA W.R. *Discriminant Analysis*, Sage Publications, London, 1980.

[17] DECETY J., JEANNEROD M., DUROZARD D., BAVEREL G. “Central activation of autonomic effectors during mental simulation of motor actions in man”, *J. Physiol.* 461:549-563, 1993.

[18] COHEN L.G., CELNIK P., PASCUAL-LEONE A., CORWELL B., FAIZ L., DAMBROSIA J., HONDA M., SADATO N., GERLOFF C., HALLETT M. “Functional relevance of cross-modal plasticity in blinds humans”, *Nature* 389:180-183, 1997.

EDUCACIÓN DE INGENIERÍA BIOMÉDICA EN LA UNIVERSIDAD DE VALPARAÍSO (CHILE)

A. P. Glaría* y J.J. Aranda*

* Universidad de Valparaíso / Ingeniería Biomédica, Valparaíso, Chile

e-mail: Antonio.Glaria@uv.cl

Abstract: This paper shows the current status of the undergraduate studies in Biomedical Engineering at University of Valparaiso, Chile.

***Palabras clave*: (EEB) Educación en Ingeniería Biomédica.**

Antecedentes históricos

La Ingeniería Biomédica en Chile remonta sus antecedentes a la década de los 60s. En aquellos años fundadores, jóvenes del Departamento de Fisiología de Valparaíso como Bruno Günther, Carlos Pabst y Gustavo Quintana trabajaron en el diseño de sistemas de balistocardiografía y modelos del sistema respiratorio junto con Carlos Martinoya, y Luis Robles de la Escuela de Medicina de la Universidad de Chile quienes investigaban el sistema nervioso en vertebrados y el sistema auditivos de mamíferos.

En los 70s se inicia el primer programa de Magíster en Ingeniería Biomédica en la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile. Este programa mantiene plena vigencia y ha alcanzado niveles de excelencia académica fundamentalmente en Sistemas Inteligentes basados en redes neuronales, programación genética y modelación de razonamiento difuso. A fines de los 70s organizamos en Valparaíso el Primer Encuentro Nacional de Bioingeniería. El evento convocó a una cincuentena de 50 investigadores provenientes de ambos extremos del país.

A comienzos de los 80s los académicos involucrados en trabajos de Ingeniería Biomédica fundamos la Sociedad Chilena de Bioingeniería, que fue presidida hasta su fallecimiento por el PhD. Ing. Carlos Holzman. Ya en los 80s se realiza el Segundo Encuentro Nacional de Ingeniería Biomédica. La actividad en esa década se concentra fundamentalmente en la Universidad de Chile, en la P. Universidad Católica de Chile, en la Universidad de Valparaíso y en la Universidad Técnica Federico Santa María de Valparaíso. A mediados de esa década comienza también, vinculado a la Ingeniería Civil eléctrica de la Universidad Católica, el segundo programa de Magíster en Ingeniería Biomédica.

La década del 90 marca el ingreso de la Ingeniería a los recintos asistenciales. Se crea el Departamento de Ingeniería Biomédica en el Hospital Naval Adolfo Nef de Valparaíso, se da inicio en Temuco al Programa de Ingeniería en Salud (ProIngSal), patrocinado por el GTZ alemán, se funda la asociación Chilena de Ingenieros Hospitalarios (**ACHIH**) que brinda apoyo a sus casi 100 asociados que laboran en los hospitales públicos del país, y se da inicio a un programa temporal de Magíster en Ingeniería Biomédica en la sede Victoria –localidad cercana a Temuco- de la Universidad Nacional Arturo Prat. En 1999 la Universidad de Valparaíso aprueba los programas títulos y grados del programa de pregrado carrera en Ingeniería Biomédica.

Pregrado de Ingeniería Biomédica en Valparaíso

En marzo de 2000 comienza la primera etapa del actual Programa de Ingeniería Biomédica de Valparaíso con la creación y puesta en funcionamiento de la carrera de Ingeniería Biomédica, prevista para un período de cinco años, y divida en diez semestres académicos de acuerdo con las normativas vigentes en Chile. El presente trabajo reporta los avances realizados en la carrera durante estos cinco años.

Misión y Objetivos

La carrera está dirigida a la formación de profesionales que posean una visión integradora de las amplias áreas que abarca esta disciplina. Pretende proporcionar una sólida base de conocimientos teóricos y prácticos que permitan a los egresados desempeñarse con eficiencia y eficacia, obteniendo buenos resultados en aspectos tan disímiles como la administración hospitalaria, la adquisición e instalación de equipos biomédicos, su proceso de conservación en óptimo grado de funcionamiento y proporcionar un sólido entrenamiento al personal que deba operarlo; así como para crear, desarrollar e implementar nuevas soluciones tecnológicas para los problemas biomédicos que enfrentará a lo largo de su carrera profesional.[1], [2]

El objetivo de la carrera es entregar a la comunidad chilena en primera instancia, y a la comunidad iberoamericana en general, un profesional de excelencia académica, que posea las herramientas para:

- ✓ Participar en grupos de trabajo relacionados con la investigación, desarrollo e implementación de equipos y sistemas biomédicos.

- ✓ Comprender, divulgar, fiscalizar y supervisar el cumplimiento de normas y técnicas de seguridad aplicables a la operación con dichos sistemas y equipos.
- ✓ Crear una infraestructura de respaldo de conocimiento, experiencia, sistemas, política y estándares necesarios para asegurar el funcionamiento apropiado de los sistemas de salud.

Se plantea que el Ingeniero Biomédico chileno tenga como campo ocupacional en el país:

- ***Sector gubernamental***: Ministerio de Salud y sus múltiples dependencias a lo largo del país tales como Secretarías Regionales Ministeriales y Sistema Hospitalario.
- ***Sector Productivo***: Clínicas y Hospitales privados, empresas de representación de equipamiento biomédico, Instituciones Previsionales de Salud (ISAPRES), etc.
- ***Sector Científico – Tecnológico***: Universidades, Institutos profesionales, Equipos de trabajo dedicados a la investigación y/o desarrollo tecnológico.
- ***Sector Independiente***: Asesorías y Consultorías a empresas e instituciones relacionadas con la salud.

Del amplio espectro de especialidades en la Ingeniería Biomédica, y después de analizar las necesidades prioritarias en el Chile actual y proyectar para un período de cinco años próximos, nuestra carrera potencia la formación profesional en tres líneas:

1. Ingeniería Clínica,
2. Instrumentación Biomédica, y
3. Proceso de Señales e Imágenes

Régimen de estudios

La carrera posee un régimen de estudio semiflexible acorde con el sistema semestral diurno. La flexibilidad se manifiesta mediante la posibilidad de los estudiantes de tomar asignaturas obligatorias desde el momento en que han alcanzado los requisitos previos a las mismas. De esta manera, el estudiante puede continuar su avance a través de la malla curricular, independientemente de que le queden pendientes asignaturas de semestres anteriores. El límite para esta prerrogativa, aunque exista cumplimiento de los prerrequisitos, es de dos semestres académicos.

Malla curricular

La malla curricular se ha diseñado en tres módulos:

1. Ciclo básico,
2. Ciencias de la ingeniería y
3. Ciencias de la especialidad.

El ciclo de formación básica ocupa los cuatro primeros semestres de la carrera, y contempla la vinculación entre las temáticas comunes a una sólida base para las Ingenierías con la formación en Ciencias Biológicas. Las asignaturas que se imparten son: Matemáticas y Álgebra Lineal, Física, Biología, Fisiología, Estructura y Composición de la Materia, Teoría de Redes Eléctricas, Lenguajes de Programación e idioma Inglés instrumental.

Durante la formación en Ciencias de la Ingeniería se potencia la formación en Electrónica, tanto Analógica como Digital, Biofísica, Análisis de Sistemas Lineales, Métodos Numéricos y Optimización, Probabilidades y Estadísticas, Biomateriales y Sistemas Operativos y Redes de Computadoras.

La Especialidad es obligatoria en todas las asignaturas, aunque conceptualmente se trabaja acorde con las tres líneas fundamentales de desarrollo de la carrera, que son el resultado de pulsar la demanda profesional existente en Chile y en América Latina:

a) ***Ingeniería Clínica***: con las asignaturas Ingeniería Clínica, Evaluación de Proyectos, Gestión de Calidad y Seguridad Hospitalaria;
b) ***Instrumentación Biomédica***: que imparte la asignatura Bioingeniería durante cuatro semestres; y
c) ***Proceso de Señales e Imágenes***: donde se incluyen las asignaturas Proceso de Señales Biomédicas, de Imágenes, Modelación de Sistemas, Teoría de Control, y dos semestres de Microcircuitos programables.

La carrera potencia la adquisición de habilidades prácticas mediante veinte cursos compuestos de un módulo teórico y otro práctico que se cursan y evalúan independientemente. Las actividades prácticas se desarrollan en laboratorios donde no sólo se vincula la formación teórica académica con la práctica profesional, sino que se potencia la resolución de problemas concretos a partir de requerimientos del mundo biomédico real. Los módulos prácticos de estos cursos de desarrollan en nuestros Laboratorios de Electromedicina; de Equipos Médicos; de Señales e Imágenes y en Hospitales donde se realizan prácticas de esta disciplina.

Recientemente, el programa de Ingeniería Biomédica se suscribió a los servicios documentales y de evaluación de tecnologías ***Emergency Care Research Institute*** (**ECRI**). En esta línea se están realizando cuatro trabajos de título.

Para culminar sus estudios, cada estudiante realiza una práctica profesional de 240 horas en una institución relacionada y presenta un Trabajo de Título que demuestra el cumplimiento de los objetivos formativos de la carrera.

Educación de Postgrado

En el año 2003 se definió un programa de Diplomado en Ingeniería Clínica para ser entregado al sector profesional chileno, formado en su mayor parte por especialistas de otras disciplinas que han abordado

el trabajo en Ingeniería Biomédica principalmente dentro del sector público. Su propósito es introducir al estudiante, las herramientas y técnicas requeridas para entender la administración y organización de un departamento moderno de Ingeniería Clínica.

Este programa potencia el posicionamiento que ha adquirido nuestra casa de estudios en el campo de la Ingeniería Biomédica a escala nacional. Al ser orientado a profesionales en ejercicio empírico de la profesión, de formación básicamente en otras áreas de la ingeniería o en la administración de las tecnologías de la salud, el diplomado propone su incorporación a la comprensión sólida y formal de la Ingeniería Biomédica. De esta manera, la Universidad de Valparaíso responde al interés de profesionales ya insertos en el ámbito de la salud y afronta los desafíos planteados por los problemas reales de nuestra sociedad.

El programa ofrece un adecuado balance entre el conocimiento teórico adecuado, y la experiencia de aprendizaje práctico en Ingeniería Clínica. El curso consiste en una combinación de lecciones formales, sesiones prácticas, trabajos y lectura de referencias. Está concebido para interesar particularmente, a graduados en ciencias (no necesariamente ingeniería), a ingenieros y personal hospitalario. También se dirige a exponer los nuevos conceptos tecnológicos del equipamiento médico. No se requiere conocimiento previo en biomedicina. Al finalizar el programa, los estudiantes estarán familiarizados con las bases de las ciencias biomédicas y de la tecnología médica. La estructura está diseñada para acomodar a estudiantes de diferente formación. Las lecciones preliminares son de naturaleza introductoria, para permitir la adaptación de los estudiantes a los estándares académicos requeridos. El programa contiene cursos en Bioinstrumentación, Ingeniería Médica, Gestión de la Tecnología, Imagenología Médica, y Fisiología para Ingenieros. Analíticamente, el diplomado abarca la aplicación de técnicas electrónicas en medicina, incluyendo el estudio de electrónica análoga y digital, el desarrollo de habilidades prácticas y el estudio del diseño del equipamiento electromédico. También se realiza una introducción a los principios de los sistemas fisiológicos y de la terminología médica, los principios físicos y los riesgos asociados al equipamiento médico. La secuencia de los módulos proveería el tema conductor a través del curso y le permitirá al estudiante apreciar la naturaleza interdisciplinaria de la Ingeniería Biomédica.

El Diplomado culmina con la entrega de un Certificado Post-título extendido por la Universidad de Valparaíso, cuenta con calidad académica y con un programa de estudios robusto que brinda los conocimientos y habilidades prácticas necesarias. Los estudiantes serán acreedores de dicho título al cumplir los requisitos exigidos. Este Diplomado está patrocinado y organizado por la Carrera de Ingeniería Biomédica de la Facultad de Ciencias, de la Universidad de Valparaíso.

La Investigación

Un aspecto de primordial importancia para el desarrollo de una apropiada docencia universitaria en la especialidad, que esté al tanto de los desarrollos recientes es la investigación.

Los académicos de nuestra carrera se encuentran trabajando en dos proyectos mayores, financiados en concursos regulares de I&D por el Fondo de Desarrollo en Ciencia y Tecnología de Chile (FONDEF):

1.- FONDEF D01I1149: "Homologación de norma internacional IEC60601 a norma chilena para dispositivos electromédicos y desarrollo de instrumentos para determinación de seguridad y desempeño de dispositivos de uso crítico".

2.- FONDEF D00I1107: "Desarrollo de la Telemedicina para la transmisión e interacción sincrónica de imágenes cerebrales tridimensionales entre centros hospitalarios distantes".

Dentro del primer proyecto, se incluye, además de la elaboración de la norma, la creación de cuatro instrumentos para analizar la seguridad electromédica, el desempeño de sistemas de electro cirugía y de desfibriladores y el funcionamiento de equipos de vigilancia de funciones vitales (paciente artificial). El proyecto contempla, además la implementación de instrumentos de capacitación a ingenieros y técnicos que laboran en el sector de la Salud. Uno de estas herramientas es el Dispositivo de Teleenseñanza en Seguridad Electromédica (DTSE).

El proyecto de Telemedicina concluyó con la transmisión exitosa de operaciones en Neurocirugía entre diversas regiones de Chile, y generó un software que permite la manipulación interactiva entre dos centros asistenciales a distancia de imágenes 3D construidas a partir de imágenes de Tomografía Axial Computada. Este proyecto se encuentra en su fase de transferencia tecnológica y ha dado origen a una importante línea de I&D en el área del "Hospital Sin Papeles".

El DTSE se encuentra en plena fase de evolción hacia la constitución de un Centro de Conocimientos en Ingeniería Biomédica (CCIB), con presencia virtual en Internet. Con este objetivo se concurso un proyecto CID de la Dirección de Investigación y Desarrollo de la Universidad de Valparaíso (DIPUV) donde se adjudicaron recursos para los próximos dos años.

Además, los académicos de la carrera han obtenido fondos para crear el Centro de Investigación y Desarrollo (CID) en Señales e Imágenes Biomédicas de la Dirección de Investigación y Desarrollo de la Universidad de Valparaíso (DIPUV), con claros objetivos en esta dirección y en la Instrumentación Biomédica; y ha destinado fondos para la adquisición de tecnologías tales como tubos de rayos X y paneles de

silicona amorfa; así como herramientas de desarrollo: MatLab, LabView, Microcontroladores Programables (PICs), Procesadores Digitales de Señales (DSPs), etc.

Disponemos, además de bases de datos de electrocardiografía, electroencefalografía, sonidos respiratorios, etc. En esta línea hay actualmente en ejecución doce trabajos de título.

Extensión

Otro objetivo fundamental de trabajo de nuestro programa es el del desarrollo laboral de profesionales desconocidos en el mercado, con especificaciones y habilidades inhabituales en titulados con cinco años de estudios. Para ello, y para transmitir a la comunidad de los resultados de nuestros desarrollos, se creó en Centro de Extensión de Ingeniería Biomédica.

Este Centro tuvo a su cargo la coordinación de las primeras Prácticas Profesionales realizadas durante los meses de verano austral de 2004, que tuvo resultados excepcionalmente buenos.

En sus Prácticas profesionales, nuestra primera promoción, integrada por 16 estudiantes, trabajó durante 240 horas en distintas dependencias, tanto en el sector público en lugares como el Ministerio de Salud de Chile, Instituto de Salud Pública, diversas Secretarías de Salud regionales y hospitales seleccionados en todo el país; así como en hospitales militares y en clínicas del sector privado. Los informes realizados por todas las instituciones receptoras coinciden en avalar la calidad y sólida formación demostrada por nuestros alumnos.

Conclusiones

El presente trabajo ha mostrado los resultados alcanzados durante un proceso cuyos primeros frutos deben recogerse a fines del presente año.

En cierta medida, podemos sentirnos satisfechos de la calidad mostrada por nuestros discípulos en las diversas coyunturas en que han actuado, pese a ser aún estudiantes; aunque sabemos que los retos futuros demandan de nosotros una mayor dedicación y entrega para poder satisfacer las necesidades de Chile y contribuir con el resto de la América Latina.

Hasta el momento, hemos recibido una realimentación muy positiva de parte de varias personalidades en la especialidad como Ernesto Rodríguez Denis de La Habana, Antonio Hernández, Frank Painter y otros colegas que participaron en el Taller de Ingeniería Clínica Avanzada, además de Renato García y Walter Celso de Lima de la U.F. de Santa Catarina, de Pablo Estévez, Claudio Held y Claudio Pérez –del equipo pionero organizado por Carlos Holzmann en la Universidad de Chile- de Max Chacón de la Universidad de Santiago y de Roberto Toro de UPMC, Francia. En este impreciso reconocimiento a quienes nos han ayudado en nuestros primeros pasos, no podemos dejar de mencionar a los colegas y estudiantes de la Universidad Nacional de Entreríos, en Paraná y de la Universidad Nacional de San Juan, en la vecina Argentina, quienes han acogido a amplias delegaciones de estudiantes y profesores en la primera fase de autoreconocimiento como Ingenieros Biomédicos.

Puede encontrarse más información sobre la Carrera de Ingeniería Biomédica en la Universidad de Valparaíso en: http://www.biomedicos.cl/postnuke/index.php y en: http://www.uv.cl

Referencias

[1] GLARÍA,A.P. y VILLAR,R. "Proyecto Carrera: Ingeniería Biomédica" Documento Interno, Instituto de Ciencias Biológicas y Químicas, Facultad de Ciencias, Universidad de Valparaíso, 1999.

[2] GLARÍA,A.P. y ARANDA, J.J. "Carrera Ingeniería Biomédica: Malla Curricular 2004" Documento Interno, Instituto de Ciencias Biológicas y Químicas, Facultad de Ciencias, Universidad de Valparaíso, 2003.

[3] DATEX - OHMEDA "La Formación del Bioingeniero: Una Asignatura Pendiente". Resumen y Conclusiones del Debate celebrado en Madrid el 19 de junio de 2002. En Internet: ; visitado 23.05.2003

[4] Programa de estudios del Centro de Bioingeniería (CEBIO) de Cuba, Disco Compacto, 2004.

[5] Programa de estudios de la Universidad de Entre Rios, Argentina, Ver sitio en Internet: **http://www.fac.org.ar/fiuner/**

[6] Programa de estudios de la Universidad Autónoma de México, ver programa en el sitio de internet: http://ixil.uam.mx/~egum/infobiomedica/documentos.html

[7] Programa de estudios de la Universidad de Vanderbilt, ver programa en el sitio de internet: http://www.bme.vanderbilt.edu/undergraduate.html

[8] Villar M. Ramiro, Arellano R. Patricio "Un nuevo enfoque de la enseñanza de Fisiología para una carrera de Ingeniería Biomédica", Memorias del II Congreso Latino Americano de Ingeniería Biomédica, Habana, 2001.

[9] Primer Taller de Ingeniería Clínica Avanzada organizado por el Instituto de Salud Pública del Ministerio de Salud de Chile en Santiago, entre el 25 y el 29 de agosto de 2003. Memorias en Disco Compacto.

Tabla 1: Malla Curricular vigente en 2004

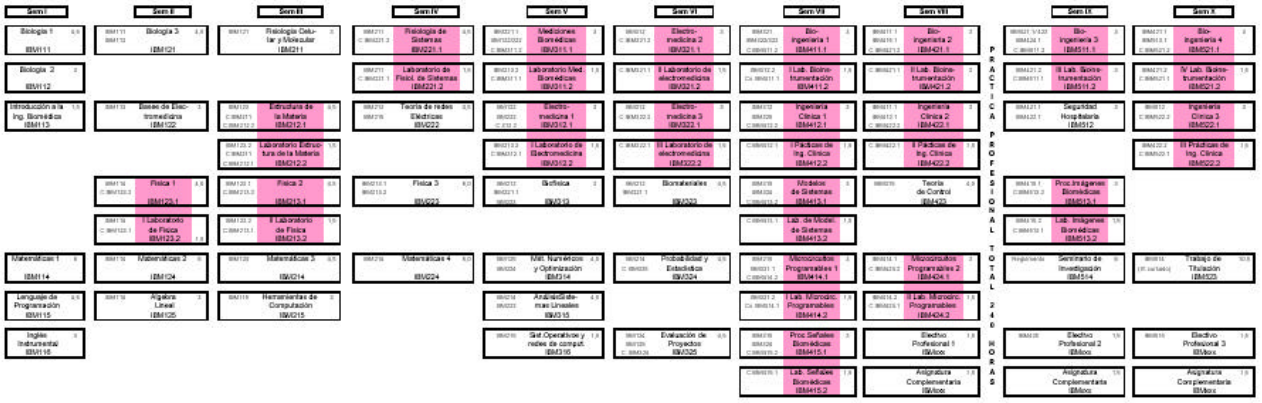


Tabla 2: Malla Curricular del Diplomado en Ingeniería Clínica

MODULOS DOCENTES

INGENIERIA CLINICA 40 Hrs.	3 Créditos
PROYECTO DE INGENIERIA CLINICA 40 Hrs.	3 Créditos
INSTRUMENTACION BIOMEDICA I SIGNOS VITALES 30 Hrs.	2 Créditos
INSTRUMENTACION BIOMEDICA II IMAGENEOLOGIA 30 Hrs.	2 Créditos
CIENCIAS BIOMEDICAS 40 Hrs.	3 Créditos

NUEVO SISTEMA DE BAJO COSTO PARA ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS

A. Regueiro-Gómez **, Y. Hernández Martínez [*], J. D. Chailloux Peguero * y C. Busoch Morlán*

*Departamento de Automática y Computación, Fac. Ingeniería Eléctrica, ISPJAE, Cuba.
** División de Instrumentación y Bioingeniería (DIB), CEBIO, ISPJAE, C. Habana, Cuba.

Email: regueiro@infomed.sld.cu

Abstract: This paper shows a new low cost alternative for ECG acquisition system with good linearity, high robustness and repeatability. The new system uses a differential input and output stage, PWM modulators and digital signals differentiator with isolation stage connected to a microcontroller (MCS'51) as control unit for digital processing. The front end was characterized and different results show the simplicity and advantages of this new system respect to classical ECG acquisition. This alternative will be used in other clinical systems to acquire different physiologic variables such as blood pressure, temperature and respiratory signal.

Palabras claves: **electrocardiografía, adquisición, sistemas de bajo costo.**

Introducción

La señal electrocardiográfica (ECG) es una variable fisiológica que permite la caracterización del sistema cardiovascular. Varias son las alternativas de adquisición y acondicionamiento de la señal empleadas en sistemas comerciales para uno o múltiples canales [1]. Cuando se desea adquirir la señal en una sola derivación, por ejemplo en sistemas Holter, se emplea típicamente como etapa frontal: un amplificador de instrumentación (con compensación de tensión de cero, bajo ruido, elevada ganancia, alto CMRR y elevada impedancia de entrada, entre otras prestaciones), un sistema de filtros (paso alto, paso bajo y supresor de interferencia de línea), un sistema de ruptura del lazo de masa (acoplamiento óptico y técnica de linealización, o acoplamiento por transformador y/o capacitor), y finalmente un convertidor A/D de alta resolución (más de 10 b), además de emplear un convertidor CD-CD como fuente de alimentación [2]. La unidad de almacenamiento y procesamiento de datos suele ser un procesador o un microcontrolador con suficiente memoria y líneas de entrada/salida para garantizar diferentes prestaciones (visualización, almacenamiento, transmisión de señales, etc.). En general cada sección incorpora un determinado error y en conjunto el sistema puede ser relativamente de costoso.

Especialmente complejo suele ser la etapa del preamplificador, generalmente un amplificador de instrumentación con tres amplificadores operacionales, el cual necesita prestaciones especiales para amplificar y diferenciar la señal proveniente del sujeto con niveles típicos entre 1 y 3 mV. La cadena de procesamiento analógico (filtros, aislamiento, conversión A/D) suele incorporar algunas medidas especiales en el diseño si se desea obtener un resultado robuzto [3] y con minima afectación de interferencias [4], siempre presentes en cualquier sistema de medición.

Una nueva alternativa para la adquisición de la señal de ECG, interesante y más simple, es abordada en este trabajo empleando circuitos de bajo coste, donde se realiza una conversión tensión-tiempo con alta resolución con moduladores por ancho de pulso (PWM) e interfaz digital directa como muestra la Figura 1. Todo lo cual permite simplificar el diseño aprovechando las ventajas del empleo de señales digitales.

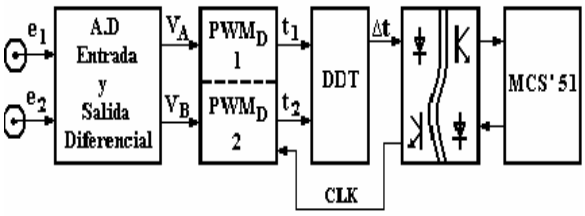


Figura 1: Etapa frontal para la adquisición y el acondicionamiento de la señal de ECG.

Materiales y Método

La Figura 2 muestra el nuevo diseño propuesto, en el cual se emplea un TL062 para la etapa de amplificación diferencial, un NE7556N para los moduladores PWM (versión CMOS con impedancia de entrada: 100 kΩ); además de puertas lógicas (CI 4030 y CI 4013) para la etapa diferenciadora digital de tiempo (DDT) y el control de inicio ('reset') de los moduladores respectivamente. En la sección final se emplean el optoacoplador 4N35, que garantiza de forma simple el aislamiento necesario entre la sección de adquisición y la sección de procesamiento. El microcontrolador empleado (8751) en la etapa de procesamiento, realiza la cuenta de tiempo, almacena las muestras y ofrece la señal de reloj necesaria para el muestreo (f= 500 Hz).

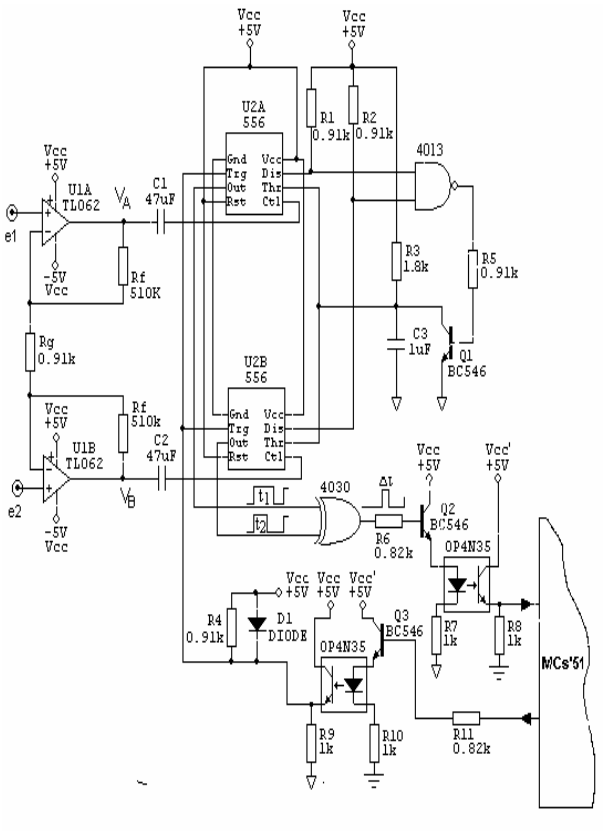


Figura 2: Circuito simplificado para la adquisición y acondicionamiento de la señal de ECG.

Como se aprecia, las tensiones V_A y V_B pueden ser representadas como:

$$V_A = e_1(1+\frac{R_f}{R_g}) - e_2\frac{R_f}{R_g} \quad (1)$$

$$V_B = e_2(1+\frac{R_f}{R_g}) - e_1\frac{R_f}{R_g} \quad (2)$$

las cuales representan las salidas de la etapa formada por los amplificadores operacionales (TL-062) con entrada y salida diferencial.

Las salidas de los moduladores PMW son proporcionales a las variaciones de entrada según:

$$t_1 = V_A K_1 = [e_1(1+\frac{R_f}{R_g}) - e_2\frac{R_f}{R_g}]K_1 \quad (3)$$

$$t_2 = V_B K_2 = [e_2(1+\frac{R_f}{R_g}) - e_1\frac{R_f}{R_g}]K_1 \quad (4)$$

donde las variables K_1 y K_2 representan las ganancias, las cuales están relacionadas con la constante de tiempo (RC) y la red interna de los monoestables moduladores. Las salidas digitales, t_1 y t_2, se conectan a la entrada del circuito de DDT (puerta XOR), obteniéndose como resultado:

$$\Delta t = t_1 - t_2 = K_1 V_A - K_2 V_B \quad (5)$$

Si se considera $K_1=K_2=K$, al estar los dispositivos monolíticos en un mismo encapsulado, entonces:

$$\Delta t = K(V_A - V_B) = K(1+\frac{2R_f}{R_g})(e_1 - e_2) \quad (6)$$

$$\Delta t = K'\Delta e \quad (7)$$

donde se aprecia que la variación de tiempo es proporcional a la diferencia de tensión de entrada y además:

$$K' = K(1+\frac{2R_f}{R_g}) \quad \text{y} \quad \Delta e = e_1 - e_2 \quad (8)$$

El empleo de una sola contante de tiempo, R y C, y circuitos monolíticos (CI TL062 y CI 7556) permiten disminuir la afectación del sistema con las derivas térmicas y temporales. De (6) se puede concluir que la senal de salida (Δt) del DDT es lineal, pues los cambios de tiempos son proporcionales a los cambios de amplitud de la señal de entrada (Δe), en este caso la señal de ECG.

En la caracterización del circuito, se empleó un osciloscopio digital (INSTEK, modelo GDS-830), una fuente de alimentación (LEXON, modelo 40-1720) y un generador de funciones (EZ, modelo FG-7005C), con los cuales se realizaron diferentes análisis (linealidad, respuesta de frecuencia, tensión de cero (óffset'), etc.

Resultados

Las figuras 3 y 4 muestran los resultados obtenidos de las mediciones realizadas sobre el circuito propuesto para diferentes valores de frecuencia y amplitudes. Las resistencias y capacitores empleados tienen tolerancias de 5 y 20% respectivamente. El error de cero (offset) obtenido fue de 0.058 ms con una sensibilidad de 0.454 ms/mV para un margen dinámico de entrada de 3.5 ms.

Como se aprecia, la salida es lineal y el sistema propuesto se comporta adecuadamente en la banda de frecuencias relacionadas con el empleo de señales electrocardiográficas, mostrando alta robustez y repetibilidad en su funcionamiento.

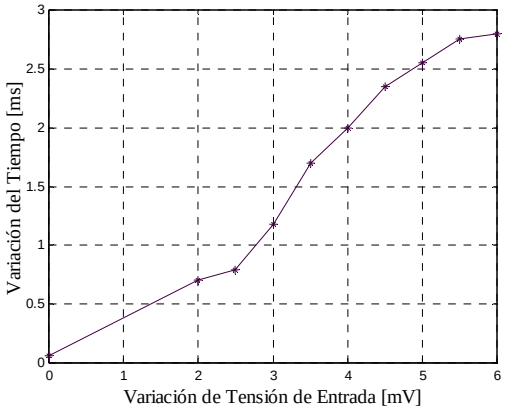


Figura 3: Gráfica de variación del tiempo (Δt) vs. tensión de entrada (Δe) para f = 5 Hz.

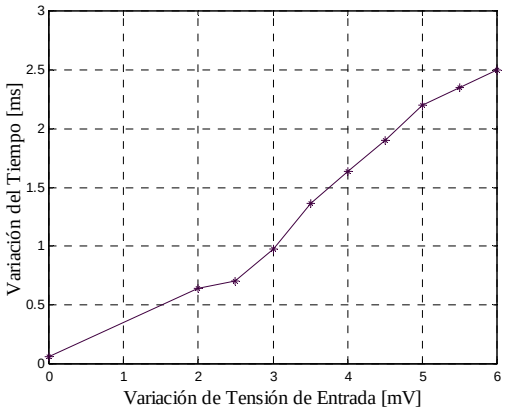


Figura 4: Gráfica de variación del tiempo (Δt) vs. tensión de entrada (Δe) para f = 90 Hz.

Discusión

La configuración propuesta permite simplificar el tratamiento diferencial de la señal de entrada ECG, convirtiéndose la tensión diferencial de entrada en tiempo (Figura 5), lo cual es más simple que en el caso de su equivalente analógico. Además, al ser el sistema ratiométrico (una sola constante de tiempo, dispositivos monolíticos en un mismo encapsulado: etapa de amplificadores diferenciales en cascada con moduladores PWM, etc.) se minimizan los errores producto de las derivas térmicas y temporales.

La Figura 5 muestra un ejemplo de las salidas del DDT, donde se aprecia en el canal superior de cada imagen del osciloscopio, la señal de reloj para el muestreo de la entrada (f_m= 250 Hz) y en el canal inferior, se muestra una secuencia de pulsos con diferentes anchos de pulsos, proporcionales a la diferencia de la tensión de entrada diferencial aplicada.

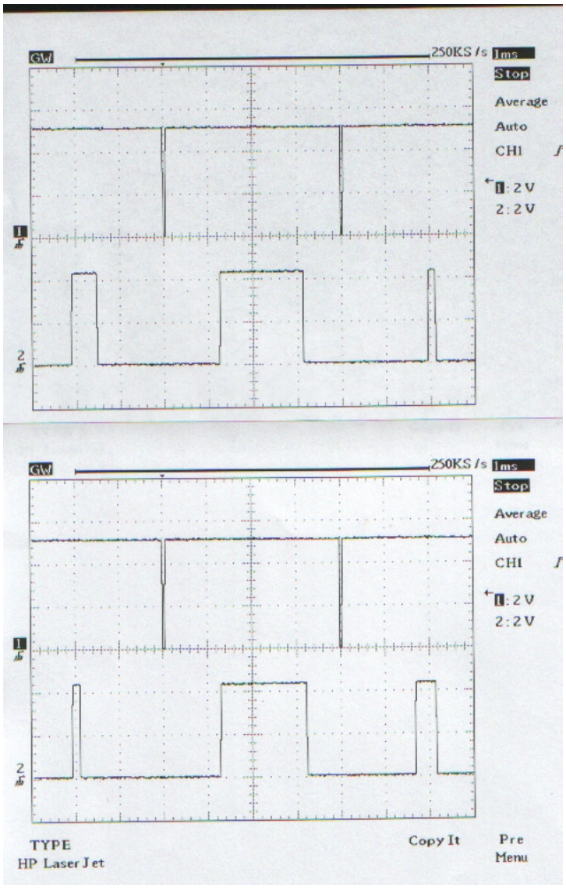


Figura 5: Resultado del proceso de adquisición de muestras con osciloscopio digital (f_m=250 Hz, V_{in}=3 mV_{rms}).

La salida obtenida (pulsos de ancho variable), es conectada a un optoacoplador, lo cual refuerza el bajo costo del sistema propuesto al no adicionar alguna técnica clásica, generalmente compleja, para la linealización en el proceso de aislamiento entre etapas (empleo de modulación de señales, generadores de diente de sierra y/o linealización óptica con varios optoacopladores simultáneos, etc.).

El procesador seleccionado puede almacenar las muestras de tiempo proporcionales a la tensión de entrada, determinando los valores máximos (onda R) y visualizando la variabilidad del ritmo cardíaco. Sistemas de computo más potentes con mayor capacidad de memoria a un coste razonable permiten almacenar muestras durante un mayor tiempo de adquisición, lo cual mejora las prestaciones de los sistemas comerciales modernos para estudios clínicos (Holter ECG).

Por otro lado, en caso de empleo de múltiples canales de medición (derivaciones), la etapa frontal del sistema propuesto puede ser conectada a multiplexores digitales, los cuales son más baratos, fiables y menos sensibles a interferencias y/o ruidos que sus homólogos analógicos.

Conclusiones

La alternativa propuesta para la adquisición de ECG ofrece a bajo coste adecuada linealidad y robustez, ofreciendo simplicidad circuital con la interfaz digital directa. Con ligeros cambios en la entrada, se puede emplear este diseño en la adquisición de otras variables de interés clínico, como presión sanguínea, temperatura corporal, frecuencia respiratoria, etc.

El empleo de procesadores de propósito específico con mayor capacidad de memoria en la sección de procesamiento digital, permite ampliar las posibilidades de almacenamiento de las muestras, y si a esto se adiciona algun método de compresión de datos, las prestaciones del sistema aumentan considerablemente.

Agradecimiento

Los autores desean agradecer el apoyo brindado por el Proyecto TIER-II-394-02-00 de colaboración entre instituciones canadienses y cubanas, que permitió el soporte material y financiero para la investigación desarrollada.

Referencias

[1] WILLIAMS J., 'Some techniques for direct digitization of transducer outputs", Linear Tecnol. Applicant., Note 7, pp. 1-16, Feb. 1985.
[2] BERBARI E. J., "Principles of electrocardiography" in BRONZINO J. D. (Ed.): The Biomedical Engineering Handbook, New York: CRC Press, pp. 181-190, 2000.
[3] MORLAN C. B. et al., "A low-cost circuit with direct digital output for blood pressure measurement", IEEE Trans. Instrum. Meas., pp. 817-819, 1999.
[4] MOCHIZUKI K. and WATANABE K., "A linear resistive-to-frequency converter", IEEE Trans. Instrum. Meas., pp. 339-345, 1995.

SISTEMA DE PROCESAMIENTO ESPECTRO-TEMPORAL PARA LA MEDICIÓN DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA ARTERIAL

C. Busoch-Morlán[†], A. Ramos[†], J. A. Varona[†], A. Regueiro-Gómez[††]

[†] Dpto. de Automática y Computación, Fac. Ingeniería Eléctrica, ISPJAE, Cuba
[††] División de Instrumentación y Bioingeniería (DIB), CEBIO, ISPJAE, Cuba

Email: regueiro@infomed.sld.cu

Abstract: This paper is about the development of new system for the analysis of blood pressure signals acquired by oscillometric and auscultatory methods. This system allows the identification of new spectral-time indicators for study and measurement of systolic, diastolic and mean pressure, because the traditional methods have problems in the identification due to presystolic and postdiastolic sounds that confuse the specialists, besides interferences, noises and artifacts always present in all measurement systems, especially in oscillometric method. The mathematical assistant, Matlab V5.3, was used as a development tool and different new spectral-time indicators are proposed.

Palabras claves: presión sanguínea, indicadores espectro-temporales.

Introducción.

La medición de presión sanguínea arterial permite una caracterización del sistema cardiovascular [1]. Los métodos actuales más populares (auscultación de sonidos y oscilometría) suelen presentar limitaciones para la identificación de los instantes de interés clínico (presión sistólica, diastólica y media) pues existen sonidos presistólicos que confunden a los especialistas, además de no existir una característica que defina el instante de menor presión relacionado con la diástoles [2].

Por otro lado, el método oscilométrico se basa en la detección de un valor máximo de oscilación [3], lo cual permite la lectura de la presión media e indirectamente los restantes valores a partir de un cierto algoritmo obtenido desde una siempre limitada muestra de población por parte de los diseñadores y afectado por interferencias, ruido y artefactos siempre presentes en cualquier sistema de medición [4].

Debido a estas limitaciones, este trabajo aborda el desarrollo de un sistema capaz de permitir el estudio y análisis espectro-temporal de las señales relacionadas con las oscilaciones de presión en el brazalete, los sonidos auscultados, la referencia de un observador entrenado y la señal de ECG adquirida como referencia temporal, todas las cuales forman una base de datos de diversos sujetos. A partir del sistema propuesto, se ha definido nuevos indicadores espectro-temporales para la identificación de los instantes clínicos (máxima, mínima y presión media).

Materiales y Método.

Empleando una base de datos con señales adquiridas (170 registros en 7 sujetos supuestamente sanos) a partir de una tarjeta de adquisición con 8 canales, 12 b de resolución y frecuencia de muestreo de 2 kHz, y además, empleando como transductor de sonidos el CAF-20-02 (cerámica piezoeléctrica) y un sensor de presión (Eurosensor-20), se desarrolló un sistema para el análisis de las características espectro-temporales de las señales muestreadas por diferentes canales (presión del brazalete, observador entrenado, auscultación de sonidos y ECG).

El sistema fue elaborado usando el asistente matemático Matlab V5.3, el cual permite facilidades en el tratamiento digital de las señales (filtrado digital, limitación y recorte de áreas, estadística, calculo de errores, etc.) y su representación gráfica (2 y 3 D); tanto para el dominio del tiempo como en la frecuencia. Además, permite la realización de operaciones matemáticas complejas como transformadas de Fourier y algoritmos de filtrado, permitiendo la programación de una interfaz gráfica de usuario que facilite el manejo del sistema propuesto.

Resultados.

A partir de la programación desarrollada, se ha obtenido un sistema con una interfaz amigable gracias a la GUI que ofrece el Matlab (Fig. 1). Las señales obtenidas de la base de datos se filtran dejando pasar las frecuencias en un intervalo de 1-100 Hz y se les elimina la componente de directa (ajuste de línea base). Las señales están compuestas de 60 s de grabación resultando en 120000 muestras por cada canal.

Al cargar una señal determinada, se muestra por pantalla el nombre del registro de origen y se determina, mediante un algoritmo, el tipo de señal para su posterior análisis (señal sencilla o doble). Las señales dobles son aquellas en las que durante el registro de toma de muestras se midió la presión 2 veces al sujeto.

Luego se puede seleccionar el análisis de la señal en el dominio del tiempo, en el dominio de la frecuencia o directamente al cálculo de los instantes de interés

clínicos, mediante un indicador determinado. En este trabajo, el análisis se centra en los eventos, con un ancho de ventana variable de acuerdo a la variabilidad de la frecuencia cardiaca, lo cual permite mayor exactitud en el procesamiento digital de los datos (transformada rápida de Fourier, tasa de aciertos de los indicadores encontrados, etc.).

La representación en el tiempo se realiza graficando las señales seleccionadas como mismo están en la base de datos incluyendo el filtrado digital y el ajuste de la línea base de referencia (Fig. 2).

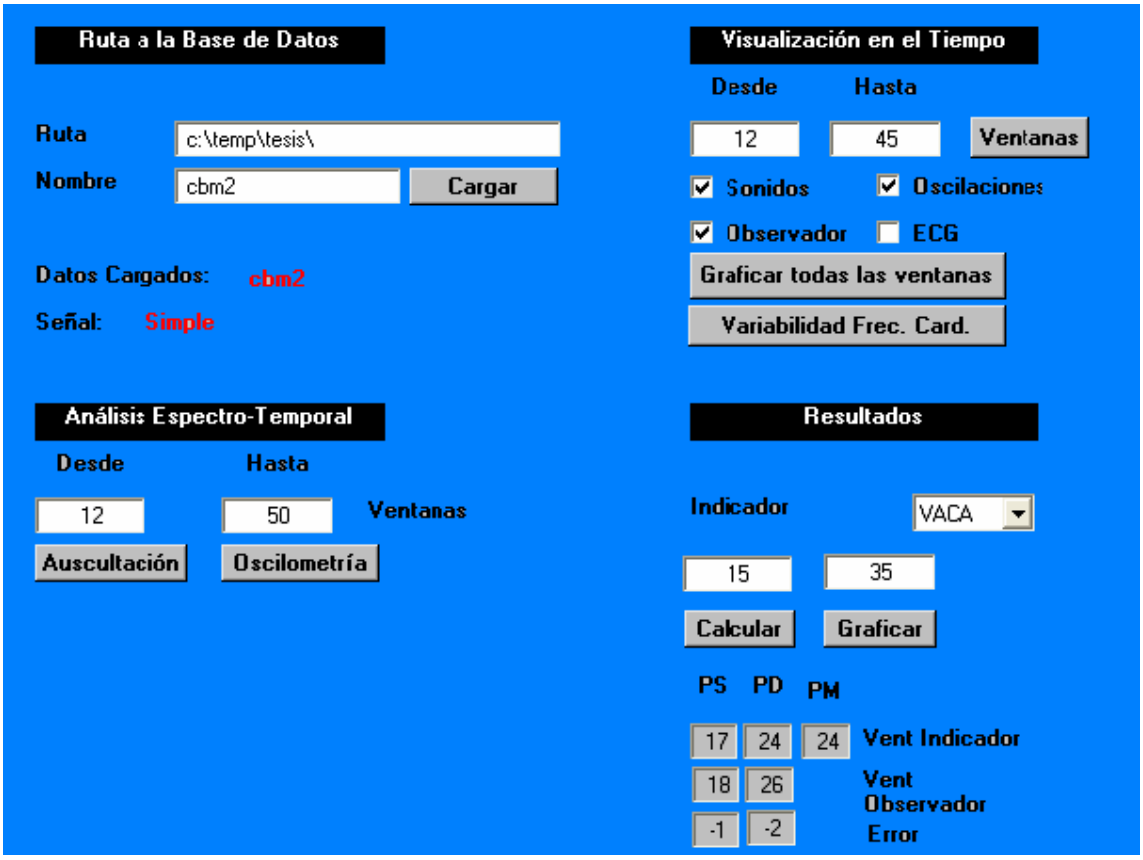


Figura 1. Ventana principal de la aplicación.

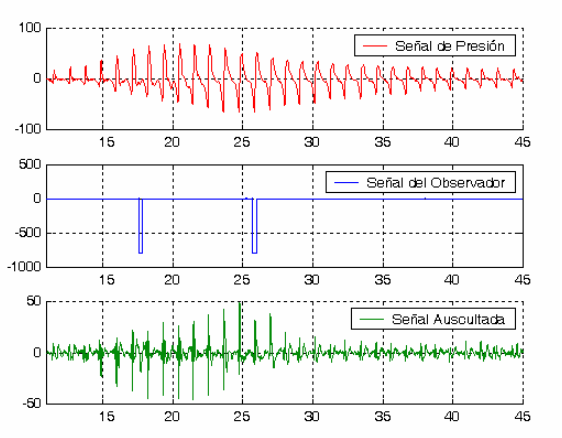


Figura 2. Representación de las señales adquiridas con el sistema de adquisición en el dominio temporal según la selección del usuario (sonidos, observador y oscilaciones en la Fig. 1).

Discusión.

Considerando las limitaciones de los sistemas comerciales actuales en cuanto al procesamiento de las señales (dominio temporal o dominio frecuencial), en el trabajo se logra la representación en el espacio tiempo-frecuencia, de modo tal que se realiza la detección de los eventos de la señal de presión a partir del método auscultatorio, aún hoy día considerado como el de referencia entre los métodos no invasivos.

Luego, se toma un ancho de ventana, centrado en el evento, y considerando la variabilidad del ritmo cardíaco del sujeto, se aplicar a cada una de esas ventanas la Transformada Rápida de Fourier, obteniéndose el módulo y la fase (Fig. 3).

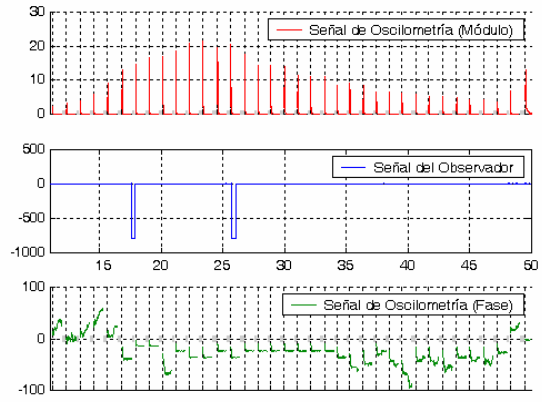


Figura 3. Representación del modulo y fase de las señales bajo estudio y análisis.

Cada una de estas señales se representa en una gráfica donde se muestra en cada ventana la señal de módulo o fase en el intervalo de frecuencias desde 1 hasta 100 Hz (intervalo de frecuencias donde se encuentran las componentes fundamentales de estos eventos), y cada ventana a su vez, está sincronizada en el tiempo con el evento que le dio origen.

Para facilitar el análisis de las características de las señales adquiridas, en la misma gráfica se representan la señal de referencia del observador que caracteriza el primer y último sonido audible, relacionados con la presión sistólica y diastólica respectivamente. Cada indicador espectro-temporal encontrado puede ser representado en el tiempo (Fig. 4) y comparado con las señales empleadas como referencia (primer y último sonido auscultado por el especialista o máximo de las oscilaciones de presión en el brazalete por método oscilométrico).

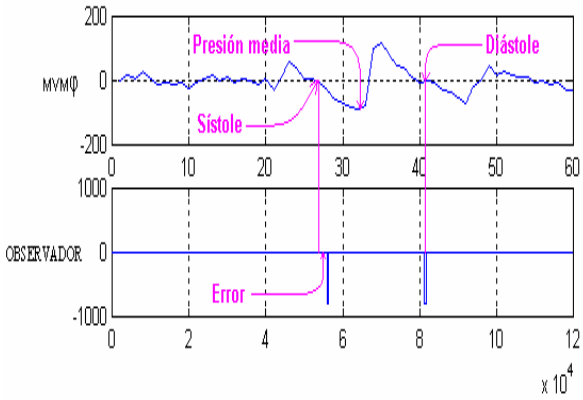


Figura 4. Ejemplo del comportamiento cualitativo de un indicador espectro-temporal ($M_{VM\Phi}$) relacionado con la fase de los sonidos para el registro de un sujeto bajo estudio.

Este análisis se realiza tanto para la señal auscultada (sonidos de Korotkof) como para la señal de oscilometría (variaciones de presión en el brazalete), lo cual se diferencia de trabajos de investigación relacionados por otros investigadores.

En ambas representaciones (tiempo y frecuencia) el análisis se puede centrar en un intervalo de tiempo definido por el usuario lo cual permite analizar sólo la señal útil y minimizar las interferencias y el ruido que se produjo al realizar el muestreo, el cual en ocasiones es mayor que las señales de interés, y constituyen la causa principal en la falsa interpretación de los especialistas, además de facilitar la investigación y los estudios posteriores sobre las señales adquiridas.

El sistema propuesto incluye también la posibilidad de graficar para su posterior análisis la variabilidad de la frecuencia cardíaca junto con la señal del observador. Para mejorar la calidad del análisis de las señales, se permite restringir el intervalo de tiempo de interés preestablecido (aumento de la resolución en el área de estudio), ofreciéndose la posibilidad de calcular, con un indicador espectro-temporal previamente seleccionado, los instantes en que se deben medir la presión sistólica, la diastólica y la media.

Automáticamente, el sistema muestra los instantes (las ventanas en el dominio del tiempo) donde el observador marcó estos momentos de interés clínico (primer y último sonido audible por método auscultatorio); así como el error que produce los nuevos indicadores propuestos (Sección inferior de la Fig. 1) respecto a esta referencia y se compara también con la referencia que aporta el método oscilométrico (máxima amplitud de las oscilaciones del brazalete correspondiente con el valor de presión media). En cualquier caso es posible graficar los indicadores seleccionados para todo el tiempo de registro (60 s).

Conclusión

El sistema desarrollado ha permitido definir tres nuevos indicadores (dos basados en la auscultación de sonidos y uno basado en el método oscilométrico), los cuales permiten identificar los instantes clínicos relacionados con los valores de presión sistólica, diastólica y media, con buena robustez y repetibilidad.

La interfaz de usuario del sistema permite mejorar la fase de investigación en el estudio de las características de las señales relacionadas con la medición de presión sanguínea arterial, fundamentalmente, sonidos auscultados, ECG, oscilaciones de presión del brazalete y las referencias de los especialistas médicos.

Agradecimientos.

Los autores desean agradecer el soporte brindado por el Proyecto TIER-II-394-02-00 entre instituciones canadienses y cubanas, para el desarrollo del sistema presentado.

Referencias.

[1] Ng. Kim-Gau, “Blood pressure measurement”, Medical Electronic, pp. 110-113, Feb. 1997.
[2] A. Regueiro-Gómez, “Indirect measurement of arterial blood pressure by means of spectral time parameters estimation”, IEEE Instrumentation & Measurement Society, ISSUE N°135, spring 1997, USA, pp. 10.
[3] L. A. Geddes et al., “Indirect systolic mean and diastolic blood pressure in man with the oscillometric method”, 8th Canadian Conference Halminton, pp. 59-60, 1980.
[4] D. Drzewiecki, “Noninvasive assesment of arterial blood pressure and mechanics” in The Biomedical Engineering Handbook, Ed.: J. D. Bronzino, CRC Press, pp 1196-1221, 2000.

ANÁLISIS EN FRECUENCIA DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CEREBRO DEL ACOCIL

K. Mendoza-Ángeles*, J. Hernández-Falcón*, A. Cabrera** y F. Ramón***

* Facultad de Medicina-UNAM/Depto. de Fisiología, México, D.F, México.
**UPIBI-IPN/Depto. de Bioelectrónica, México, D.F, México
*** Facultad de Medicina-UNAM/Div. de Est. de Posgrado, México, D.F, México.

e-mail: xolot@hotmail.com

***Abstract* – Simultaneous behavioral and electrophysiological experiments show that crayfish have periods of rest with characteristics associated with sleep in vertebrates like a stereotyped body position, high threshold to mechanical stimuli, and specific associated brain electrical signals. Behavioral studies performed videotaping crayfish in aquaria under controlled artificial light cycles for periods of 24 hours, show them having periods of motionless rest lying on one side at water surface. Electrodes implanted on the crayfish brain show numerous spikes. When crayfish is motionless lying on one side this activity changes. STFT and Gabor Transform of brain electrical signals shows this phenomenon and demonstrate that power for all the frequencies decrease.**

***Palabras clave*: Electrophysiology, behavior, Gabor Transform, STFT, sleep.**

Introducción

En los vertebrados, el sueño se ha definido con base en criterios conductuales (posición estereotípica e inmovilidad), electrofisiológicos (umbral elevado a estímulos externos, cambios en frecuencia respiratoria y cardiaca) y genéticos (encendido de genes como c-fos) [1].

En algunos invertebrados se han usado fundamentalmente los criterios conductuales y genéticos para definir periodos de reposo de tipo sueño [2].

En condiciones de laboratorio los acociles adoptan dos conductas que nos interesa destacar: i) alerta e interactuando con sus conespecíficos (Figura 1), y ii) de lado, a nivel de la superficie del agua e inmóviles (Figura 2).



Figura 1. Acocil Parado



Figura 2. Acocil de lado

Mediante técnicas desarrolladas en el laboratorio es posible registrar, en forma crónica, la actividad eléctrica del cerebro de acociles deambulantes. El registro muestra diversos patrones que dependen de las dos conductas antes mencionadas. En el animal alerta, la actividad es rápida y con numerosas espigas; cuando el acocil está de lado, las espigas son sustituidas por ondas lentas de aproximadamente 15 Hz (Figura 3).

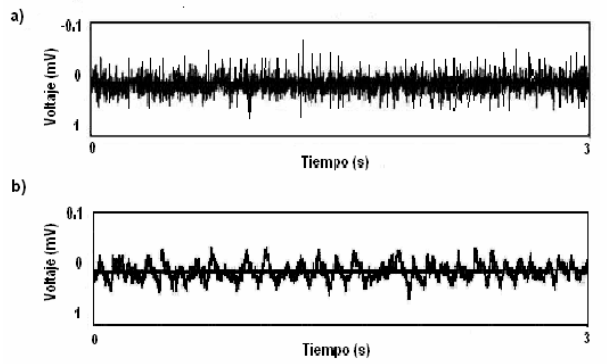


Figura 3. Actividad eléctrica del cerebro del acocil. a) Correspondiente a un acocil parado, b) Correspondiente a acocil de lado

Recientemente, se ha denominado sueño a la conducta de reposo de lado presente en el acocil debido a que cumple con los criterios conductuales (umbral elevado a estímulos mecánicos y visuales y posición estereotípica), y electrofisiológicos (actividad cerebral asociada), que definen dicha conducta [3].

Con la finalidad de caracterizar las conductas de alerta y de sueño a partir de la actividad eléctrica cerebral, se realizaron simultáneamente registros de

conducta y electrofisiológicos, estos últimos se analizaron mediante transformada rápida de Fourier en corto tiempo (STFT) y transformada Gabor.

Materiales y Métodos

Preparación biológica:

Se usaron acociles machos adultos, *Procambarus clarkii*, en intermuda; colocados en acuarios individuales bajo ciclos de luz-oscuridad 12:12.

Registros conductuales:

Los acociles fueron videograbados y se analizaron los registros consignando la posición en la que se encontraba cada acocil, así como la hora de inicio y de término de dicha posición durante el ciclo de 24 horas. Se asignó un 0 a la posición parado y 1 a la posición de lado.

Registros electrofisiológicos:

Para registrar la actividad eléctrica del cerebro del acocil se implantó un electrodo de plata en la superficie del cerebro. Esta técnica fue desarrollada hace algún tiempo en el laboratorio y, de manera resumida, consiste en abrir un orificio en el caparazón dorsal de un acocil previamente anestesiado, rechazar los órganos internos y deslizar una cánula metálica que porta en su interior un electrodo de plata recubierto de teflón. La cánula sirve como guarda de manera que las señales que se registran provienen solamente de las células que se encuentran en la vecindad del electrodo [4]. Los potenciales extracelulares se amplificaron (Grass Mod. P511) y filtraron (filtros pasabanda a 3 Hz y 3 kHz) antes de almacenarlos en una PC para su análisis fuera de línea. La captura de las señales eléctricas se realizó mediante una tarjeta A/D a una frecuencia de muestreo de 200 Hz, de manera continua por periodos de 24 horas.

Análisis de los registros:

La transformada de Fourier es una herramienta comúnmente empleada para el análisis de señales, ya que permite obtener información sobre cómo está distribuida la energía de una señal a través de sus distintas componentes de frecuencia. Sin embargo, no puede ser aplicada con el objeto de obtener información precisa de señales cuyo contenido espectral varía con el tiempo es decir señales quasi-estacionarias o no estacionarias.

Considerando que una señal no estacionaria se define como tal si sus parámetros estadísticos varían con el tiempo [5] [6], se codificó un programa para determinar la media y la desviación estándar móviles de las señales registradas. Para una señal estacionaria, estos dos parámetros deben mantenerse constantes o con variaciones mínimas.

Para el análisis en frecuencia de los registros electrofisiológicos se usaron STFT y transformada Gabor.

La STFT (1) es una representación tiempo-frecuencia (t-ω) basada en el hecho de que al tomar pequeños segmentos de una señal *f(t)* es posible asumir que dicho fragmento es estacionario y por lo tanto, calcular su transformada de Fourier.

$$G_{\phi} f(b,\xi) := \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\overline{\phi_{b,\xi}(t)}dt \quad ...(1)$$

donde

$$\phi_{b,\xi}(t) = \phi(t-b)e^{j\xi t}$$

es la ventana tiempo-espectral con parámetros b,ξ.
Este tipo de representación tiene como limitante el *principio de incertidumbre*, debido al cual, la mejor resolución en frecuencia implica la peor resolución en tiempo y viceversa.

La Transformada Gabor (2) es un tipo especial de STFT en que el principio de incertidumbre se lleva al mínimo al utilizar una ventana gaussiana.

$$G_{g\alpha} f(b,\xi) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-(t-b)^2/4\alpha}e^{-j\xi t}dt \quad ...(2)$$

donde

$$g_{\alpha}(t) = \frac{1}{2\pi\alpha}e^{-t^2/4\alpha}$$

Ambas representaciones fueron codificadas en PC. En el caso de la STFT se utilizó una ventana cuadrada con cuatro diferentes anchos: 128, 256, 512 y 1024 muestras. Para la transformada Gabor (ventana gaussiana) se empleó una ventana de 1024 muestras.

Resultados

Registros conductuales

De los registros de video se obtuvieron gráficas de posición contra tiempo (Figura 4), que permiten identificar en el registro electrofisiológico el momento en que el acocil adoptó alguna de las posiciones descritas y el tiempo que permaneció en ella.

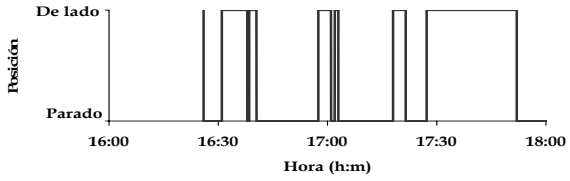


Figura 4. Posición de un acocil durante 2 horas.

Registros electrofisiológicos

Las gráficas resultantes del análisis de media y desviación estándar móviles (Figuras 5-8) muestran que ambos parámetros varían considerablemente con respecto al tiempo, tanto para la señal correspondiente al acocil parado como para aquella propia del acocil en posición de lado. Sin embargo, en algunos segmentos, ambos parámetros presentan variaciones mínimas. Por lo tanto, es posible afirmar que la señal de la actividad eléctrica del cerebro del acocil es no estacionaria, aunque en pequeños fragmentos puede considerarse estacionaria.

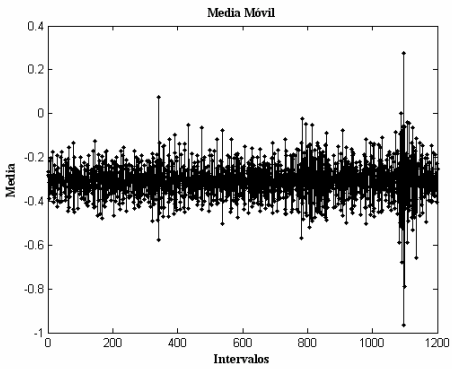


Figura 5. Media móvil de la actividad eléctrica del acocil mostrada en la figura 1 (acocil parado).

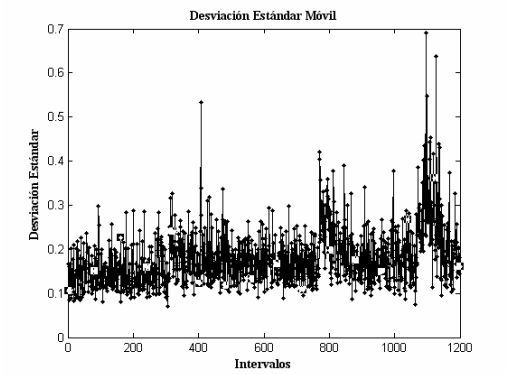


Figura 6. Desviación estándar móvil de la actividad eléctrica del acocil mostrada en la figura 1 (acocil parado).

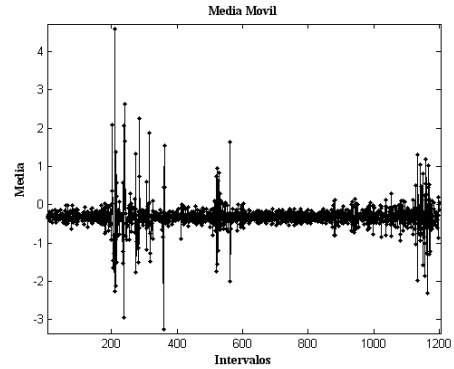


Figura 7. Media móvil de la actividad eléctrica del acocil mostrada en la figura 2 (acocil de lado).

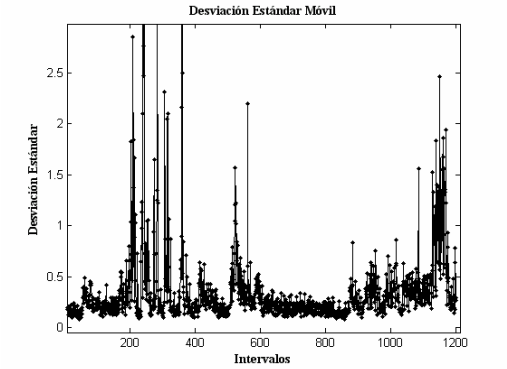


Figura 8. Desviación Estándar móvil de la actividad eléctrica del acocil mostrada en la figura 2 (acocil de lado).

Como era de esperar, con la STFT, para cada una de las ventanas empleadas obtenemos diferentes resoluciones tanto en tiempo como en frecuencia (Figuras 9-10). De acuerdo con las gráficas mostradas, la ventana que produce mejor resolución para las frecuencias que nos interesan (0-50 Hz) es la de 256 muestras para el segmento correspondiente al acocil parado y de 512 muestras para el animal de lado. Estas ventanas se consideran óptimas debido a que las gráficas resultantes muestran líneas finas, que localizan en forma puntual tanto las frecuencias dominantes como el tiempo en que ocurren cambios frecuenciales.

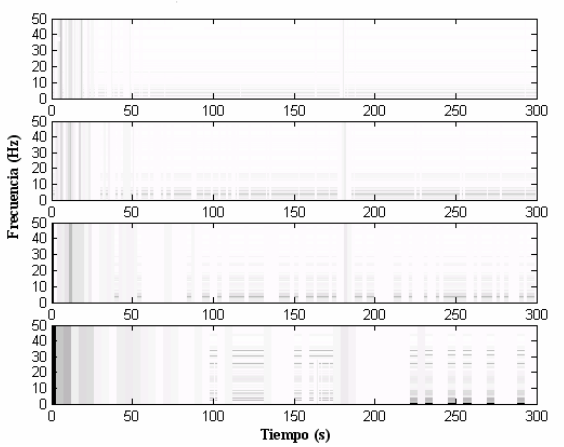


Figura 9. STFT de la actividad mostrada en la figura 1 (animal parado). En orden descendente: 128 muestras, 256 muestras, 512 muestras, 1024 muestras.

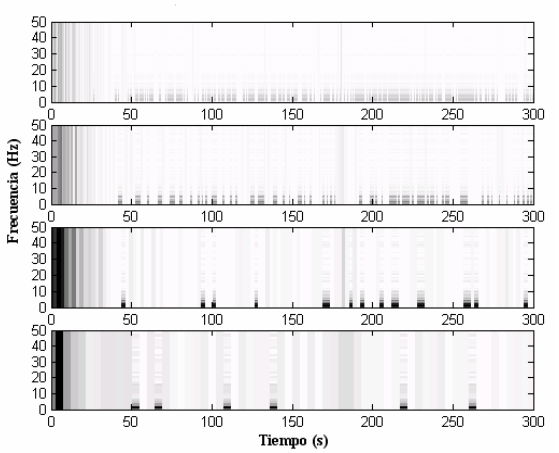


Figura 10. STFT de la actividad mostrada en la figura 2 (animal de lado). En orden descendente: 128 muestras, 256 muestras, 512 muestras, 1024 muestras.

Con la transformada Gabor, al reducir al mínimo el *principio de incertidumbre* se consigue una mejor resolución tanto en tiempo como en frecuencia. En la gráfica de la transformada de la actividad correspondiente al acocil parado (Figura 11), se observan frecuencias dominantes entre 0-10 Hz, así

como la localización del tiempo en que ocurren cambios bruscos en la señal.

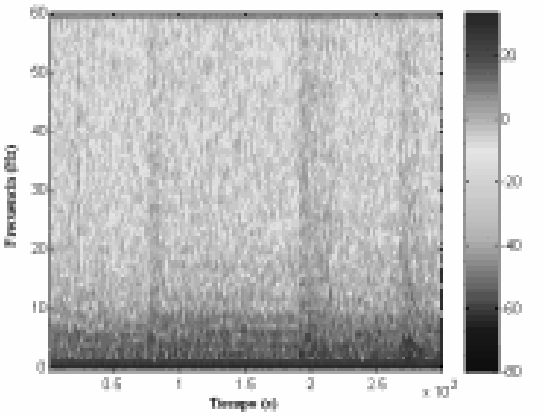


Figura 11. Espectrograma con transformada Gabor del segmento mostrado en la figura 1 (acocil parado).

En la representación t-ω de la actividad eléctrica correspondiente al acocil en posición de lado no se observa una frecuencia dominante, aunque si se observan cambios con respecto al tiempo.

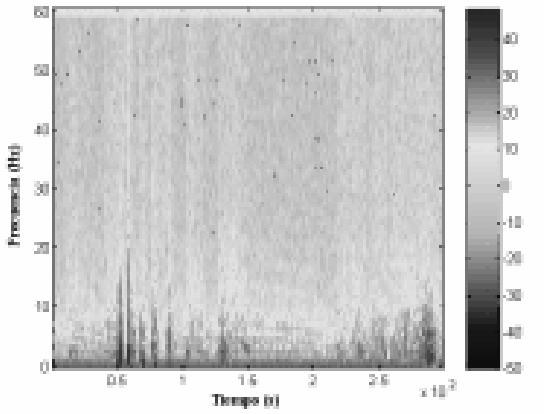


Figura 12. Espectrograma con transformada Gabor del segmento mostrado en la figura 2 (acocil de lado).

Comparando ambas representaciones (Figuras 11- 12) se observa que hay un importante decremento en la potencia de todas las frecuencias expresadas cuando el acocil cambia de parado a de lado.

Discusión

Tanto con STFT como con la transformada Gabor se observan diferencias entre la actividad cerebral correspondiente al acocil parado y la correspondiente al acocil de lado, sobre todo aumentos en la actividad de baja frecuencia para esta última condición, sin embargo, con la transformada Gabor es más clara la localización temporal de los eventos.

Por otra parte, la transformada Gabor nos permite observar una importante caída en potencia para todas las frecuencias presentes en la señal cuando el acocil cambia de la posición 0 a la posición 1.

Por el momento sólo se analizaron segmentos pequeños de la señal en los cuales se considera estacionaria, esto debido a las limitaciones propias de los métodos utilizados, como es el hecho de que la ventana tiempo-frecuencia mantenga las mismas dimensiones para el análisis de todas las frecuencias.

Conclusiones

Por lo expuesto en párrafos anteriores, podemos concluir que el cerebro del acocil es capaz de presentar al menos dos estados cerebrales asociados a posiciones específicas, una de ellas denominada sueño.

Sin embargo, para una caracterización completa de dichos estados cerebrales, es necesario usar un método diseñado para señales no estacionarias que involucre escalamiento y desplazamiento de las ventanas de acuerdo a las frecuencias a analizar; así como, un análisis estadístico que permita determinar el nivel de significancia de los cambios de la señal propia del acocil de lado con respecto a la señal correspondiente al acocil parado.

Referencias

[1] HENDRICKS J.C. et al. “Rest in Drosophila is a sleep-like state”. *Neuron*, 5:129-138, 2000.

[2] SHAW J. P., CIRELLI C, GRENNSPAN R. J., TONONI G. “Correlates of sleep and waking in Drosophila melanogaster”. *Science* 287:1834-1837, 2000.

[3] HERNÁNDEZ-FALCÓN J., MENDOZA-ÁNGELES K., RAMÓN F., BULLOCK T. H., “Sleep in crayfish”, *Soc. Neurosci. Abs*. 2003

[4] HERNÁNDEZ O., SERRATO J., RAMÓN F., “Chronic Recording of electrical activity from the brain of unrestrained crayfish: The basal unstimulated activity”. *Comp. Biochem. Physiol*., 114(**A**) 219-226, 1996.

[5] MALLAT S.G. “A theory for multi-resolution signal decomposition”: The wavelet Representation, *IEEE Trans. on Patt Anal. and Mach. Intel*., 11; 674-693, 1989.

[6] DURKA P. J. Y BLINOWSKA K. J., Unified “Time-Frequency Parametrization of EEG”, *IEEE* E*ng in Med and Biol Magazine*, 20(**5**):47-53, 2001.

INFLUÊNCIA DA RESOLUÇÃO ESPECTRAL NA ESTIMAÇÃO DO ESPAÇAMENTO MÉDIO DE ESPALHADORES UTILIZANDO SINAIS ULTRA-SÔNICOS

A. T. Kauati*, M. L. R. Campos ** e W. C. A. Pereira*

* Programa de Engenharia Biomédica – COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
** Programa de Engenharia Elétrica – COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: kauati@peb.ufrj.br

Abstract: Several techniques of signal processing have been proposed in the literature to fetch relative additional quantitative information to the internal structures of tissues, from the original radio frequency (RF) signals. One of them is the Mean Scatterer Spacing – MSS - which characterizes the space organization and presents particular interest for detection of changes in tissues that have almost periodic microstructures, as in the liver or spleen. In the literature, although MSS is estimated with different degrees of spatial resolution, no special attention is given to this subject. This work studies the relation between the sampling frequency and the spatial resolution and proposes a method to choose the adequate sampling frequency for MSS estimates from RF ultrasound signals.

***Palavras Chaves*: Espaçamento Médio, Ultra-som, Estimação Espectral.**

Introdução

Métodos quantitativos para estimar parâmetros ultra-sônicos têm sido propostos para caracterizar tecidos biológicos, com o objetivo de acrescentar informações quantitativas objetivas àquelas essencialmente qualitativas que são obtidas com o exame ultra-sonográfico convencional. A contribuição dessas informações quantitativas seria uma melhoria na capacidade de detecção de mudanças mais sutis na microestrutura do tecido, tais como os estágios iniciais de cirrose ou fibrose ou ainda de maturação fetal que são de difícil identificação visual [1].

Dentre as propriedades dos tecidos que podem ser observadas, pode-se citar: coeficientes de atenuação e retroespalhamento, densidade de retroespalhadores, diâmetro médio de partículas e espaçamento médio entre espalhadores *(Mean Scatterer Spacing – MSS*), que foram estudadas por vários autores ([2], [3], [4], [5], [6], [7], [8], [9], [10], [11] e [12]). O que se pretende como resultado final é uma imagem paramétrica da propriedade do tecido para ser exibida e analisada em conjunto com a convencional.

Um dos parâmetros que tem chamado atenção dos pesquisadores nos últimos anos tem sido o espaçamento médio dos espalhadores. O MSS caracteriza a organização espacial e apresenta particular interesse para detecção de mudanças em tecidos que tenham microestruturas quase periódicas, como o tecido hepático ou o esplênico, tendo sido analisado, por exemplo, por Fellingham e Sommer [6]. Com este objetivo várias técnicas clássicas que incluem autocorrelação temporal, espectro de potência e cepstrum (logaritmo da transformada de Fourier do sinal) foram propostas para a estimação do MSS: [6], [7], [8] e [9]. Outras técnicas foram propostas [10], [11] e [12] que tomaram como base a autocorrelação espectral e por Simon e colaboradores [5], que propuseram um algoritmo para estimação de MSS baseado na redundância espectral gerada por uma transformação quadrática dos sinais de RF. Todas essas técnicas são aplicadas em sinais de RF, ou em sua envoltória, que contêm uma mistura de contribuições de espalhadores periódicos e não-periódicos. Em 2001, Pereira e Maciel [13] aplicaram a Análise do Espectro Singular (*Singular Spectrum Analysis - SSA*) para estimar o MSS. Essa técnica se propõe a identificar e separar primeiramente os componentes do sinal que correspondem a estruturas periódicas do meio e, em seguida, identificar aqueles mais importantes.

Todos estes trabalhos estimam o espaçamento médio entre espalhadores sem dar maiores detalhes de como ocorreu a escolha da freqüência de amostragem, quer do ponto de vista teórico ou dentro do protocolo experimental. Em 2003, Kauati [14] realizou uma análise da resolução em freqüência e identificou sua influência na resolução espacial para as estimativas de periodicidade do meio. Este trabalho caracteriza o papel da freqüência de amostragem na estimativa do espaçamento médio de espalhadores por ultra-som.

Materiais e Métodos

A Figura 1 apresenta o esquema físico básico para a estimativa do espaçamento médio do meio por ultra-som. Pode-se ver que o meio está caracterizado por alvos dispostos regularmente, entremeados por outros em disposição irregular. A onda ultra-sônica se propaga no meio e o eco retorna com as informações do caminho, entre elas, a periodicidade.

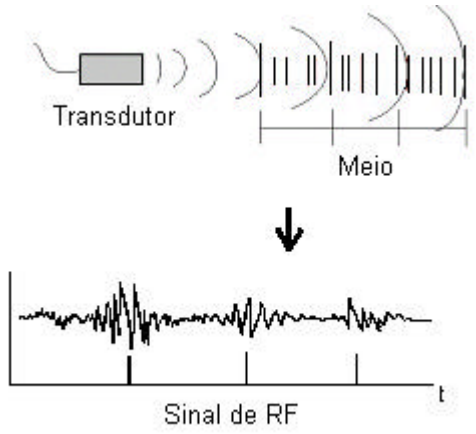


Figura 1 – Esquema básico para a estimativa do espaçamento médio do meio por ultra-som.

Sendo T o tempo de ida e volta da onda entre dois espalhadores regulares vizinhos quaisquer e *c* a velocidade de propagação da onda no meio, a distância entre eles pode ser estimada conforme a equação 1a. Como os métodos de estimativa de MSS, trabalham no domínio da freqüência e, portanto T=1/f, para se estimar o espaçamento médio entre espalhadores regulares estima-se primeiramente a freqüência para então calcular o espaçamento conforme a equação 1b.

$$d = \frac{c \cdot T}{2} \quad (1a)$$

$$d = \frac{c}{2f} \quad (1b)$$

para: f = freqüência estimada;
c = velocidade do ultra-som no meio;
T = tempo de ida e volta da onda;
d = espaçamento médio entre espalhadores regulares.

Se o sinal fosse analógico, a freqüência seria contínua e, portanto, a resolução espacial teórica seria infinita, entretanto, como os sinais estão discretizados, a equação 1 tem que ser rescrita da seguinte forma:

$$d_i = \frac{c}{2 f_i} \quad (2)$$

sendo: f_i = i-ésima freqüência;
c = velocidade do ultra-som no meio.

A cada i-ésima freqüência f_i corresponde um espaçamento d_i e a resolução espacial pode ser definida como a diferença entre distâncias obtidas com duas freqüências vizinhas ($\Delta d_i = d_i - d_{i-1}$). Sendo Δf a distância entre duas freqüências vizinhas quaisquer (freqüência de amostragem fixa) a i-ésima freqüência do espectro pode ser $f_i = i\,\Delta f$, e a resolução espacial para as estimativas de espaçamento médio pode ser calculada da seguinte forma:

$$\Delta d_i = \frac{c}{2(i\Delta f - \Delta f)} - \frac{c}{2i\Delta f} = \frac{c}{2(i^2 - i)\Delta f} \quad (3)$$

sendo: Δd_i = i-ésima resolução espacial;
Δf = resolução espectral.

A resolução espectral pode ser dada por:

$$\Delta f = \frac{f_a}{N}, \quad (4)$$

para f_a = freqüência de amostragem;
N = número de amostras do sinal.

Assim, obtém-se a forma final para a resolução espacial, substituindo a equação 4 na equação. 3:

$$\Delta d_i = \frac{cN}{2(i^2 - i) f_a} \quad (5)$$

A equação 5 demonstra que a resolução espacial é diretamente proporcional à velocidade do ultra-som no meio (c) e inversamente proporcional à freqüência de amostragem, o que seria até certo ponto, um resultado esperado. Entretanto, a resolução depende do termo (i^2-i), ou seja, ela é variável, de acordo com a posição da freqüência que se estima. Assim, é necessário um estudo prévio da faixa de freqüência esperada para as estimativas de MSS para se saber se a resolução espacial é adequada.

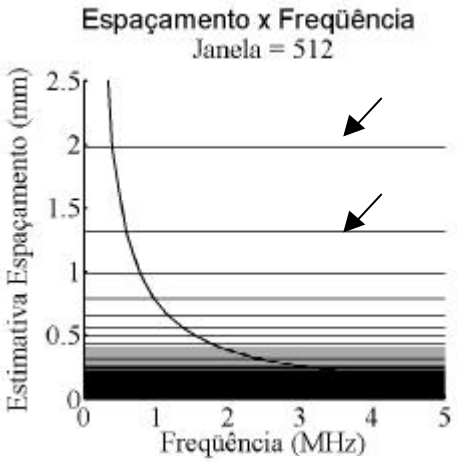
Resultados

Na Figura 2 pode-se observar a estimativa de espaçamento (conforme a equação 2) em função da freqüência, para uma velocidade de ultra-som (típica de tecidos biológicos moles) de 1.540 m/s e freqüência de amostragem de 100 MHz. As distâncias entre as linhas contínuas horizontais representam as resoluções espaciais.

Para se ter uma noção dos valores de d_i, de acordo com a equação 2, para uma freqüência f_i de 0,391 MHz, o espaçamento estimado é de 1,97 mm, enquanto que para uma freqüência f_i de 0,587 MHz, que é, no espectro, a freqüência imediatamente seguinte (f_{i+1}), a estimativa de espaçamento seria de 1,31mm, ou seja, a resolução espacial seria de 0,66 mm, entre 1,31 e 1,97 mm não seria possível estimar nenhum espaçamento intermediário. Estes valores estão indicados pelas setas na Figura 2.

Aumentando o número de pontos da janela de análise de 512 para 1024 melhora a resolução espacial, como se pode observar na figura 3. E pode-se ainda acrescentar zeros (*zero-padding*), como na figura 4, na qual foram acrescidos 1024 zeros.

Assim, é preciso verificar se a região de espaçamento que se deseja estimar está em uma faixa de resolução espacial aceitável para o objetivo.



ME

RGEFORMATEMBED

Figura 2 – Estimativa de espaçamento em função da freqüência (curva exponencial), para velocidade de ultra-som de 1.540 m/s, freqüência de amostragem de 100 MHz, janela de análise de 512 pontos. As distâncias entre as linhas contínuas horizontais representam as resoluções espaciais.

EMBED

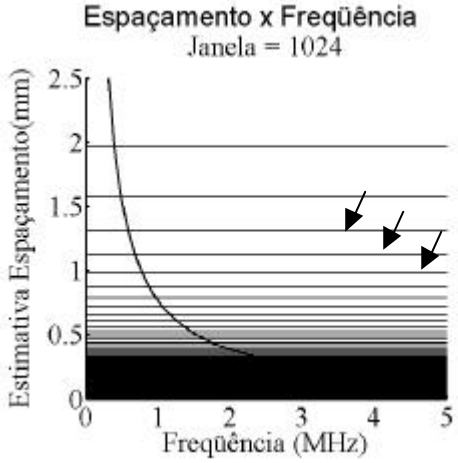


Figura 3 – Estimativa de espaçamento em função da freqüência (curva exponencial), para velocidade de ultra-som de 1.498 m/s, freqüência de amostragem de 100 MHz, janela de análise de 1024 pontos.

Os valores exemplos publicados por Pereira e colaboradores [15], para *phantoms* de fios de nylon de 1,2 mm de espaçamento entre fios, são os mesmos da Figura 3 para uma freqüência de amostragem de 100 MHz e velocidade do ultra-som estimada em 1.498 m/s, janela de 512 pontos e 512 zeros acrescidos. Pode-se observar que à medida que a freqüência diminui, a resolução se deteriora, não se obtendo uma boa resolução espacial para a ordem de grandeza dos espaçamentos dos *phantoms*. Para o *phantom* de fios de nylon de 1,2 mm os possíveis valores de MSS estimados próximo ao real seriam: 1,31 mm, 1,10 mm e 0,96 mm (indicados pelas setas na Figura 3, correspondendo às freqüências 585,94 kHz, 683,59 kHz e 781,25 kHz), ou seja, não seria possível estimar valores entre 1,10 mm e 1,31 mm, e o valor imediatamente inferior possível de estimar seria 0,96 mm, podendo portanto os resultados apresentados estarem tendenciosos, visto que a resolução espacial é muito baixa para área de interesse.

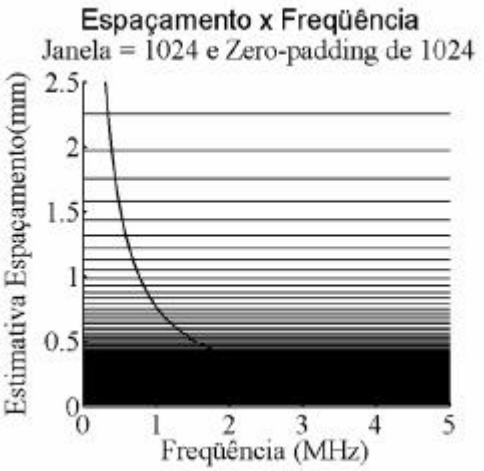


Figura 4 – Estimativa de espaçamento em função da freqüência (curva exponencial), para velocidade de ultra-som de 1.540 m/s, freqüência de amostragem de 100 MHz, janela de análise de 1024 pontos e 1024 zeros acrescidos.

Discussão e Conclusão

Foi apresentado um estudo teórico do comportamento da resolução espacial para estimativa de periodicidade (MSS) em sinais discretos. Este estudo demonstra que a resolução espacial dependente de forma não linear da posição das freqüências estimadas, ao longo do eixo das abscissas e que, portanto, é necessário uma avaliação prévia da resolução espacial mais conveniente para cada meio em questão, a fim de que se minimize os erros cometidos nas estimativas de periodicidade. Esta análise não foi levada em consideração nos trabalhos apresentados na literatura, sobre espaçamento de espalhadores regulares utilizando sinais ultra-sônicos, o que, de certa forma, limita a análise dos resultados dos mesmos, pois os erros podem não ser devidos exclusivamente ao método proposto.

Agradecimentos: ao CNPq pelo apoio financeiro.

Referências

[1] SHUNG, K. K. and THIEME, G. A., Ultrasonic Scattering in Biological Tissue, CRC Press, Florida, pp.37-47, 1993.

[2] BRIDAL, S. L., FORNÈS, P., BRUNEVAL, P. and BERGER, G., "Correlation of ultrasonic attenuation (30 to 50 MHz) and constituents of atherosclerotic plaque", *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 23, pp. 691-703, 1997.

[3] OSSANT, F., LEBERTRE, M., POURCELOT, L., and PATAT, F., "Ultrasonic characterization of maturation of fetal lung microstructure: an animal study", *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 27, pp. 157-169, 2001.

[4] INSANA, M., HALL, T. J. and FISHBACK, J. L, "Identifying acoustic scattering sources in normal renal parenchyma from the anisotropy in acoustic properties", *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 17, pp. 613-626, 1991.

[5] SIMON, C., SHEN, J., SEIP, R. and EBBINI, E. S., "A Robust and Computationally Efficient Algorithm for Mean Scatterer Spacing Estimation", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 44, n.4, pp. 882-894, 1997.

[6] FELLINGHAM, L. and SOMMER, F., "Ultrasonic characterization of tissue structure in the in vivo human liver and spleen", *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, v. SU-31, pp. 418-428, July, 1984.

[7] LANDINI, L. and VERRAZZANI, L., "Spectral characterization of tissue microstructure by ultrasound: a stochastic approach", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 37, pp. 448-456, Sept, 1990.

[8] WEAR, K. A., WAGNER, R. F., INSANA, M. F. and HALL, T. J., "Application of Autoregressive Spectral Analysis to Cepstral Estimation of Mean Scatterer Spacing", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 40, n. 1, pp. 50 – 58, 1993.

[9] NARAYANAN, V. M., MOLTHEN, R. C., SHANKAR, P. M., VERGARA, L. J., REID, M., "Studies on ultrasonic scattering from quasi-periodic structures", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 44, pp. 114-124, 1997.

[10] VARGHESE, T. and DONOHUE, K. D., "Characterization of tissue microstructure scatterer distribution with spectral correlation", *Ultrasonic Imaging*, v. 15, pp. 238-254, 1993.

[11] VARGHESE, T. and DONOHUE, K. D., "Mean scatterer spacing estimate with spectral correlation", *Journal of Acoustical Society of America*, v. 96, pp. 3504-3515, 1994.

[12] VARGHESE, T. and DONOHUE, K. D. "Estimating Mean Scatterer Spacing with the Frequency-Smoothed Spectral Autocorrelation Function", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 42, n. 3, pp. 451-463, 1995.

[13] PEREIRA, W. C. A. and MACIEL, C. D., "Performance of ultrasound echo decomposition using singular spectrum analysis", *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 27, pp. 1231-1238, 2001.

[14] KAUATI, A. T., "Avaliação da Detecção Automática do Espaçamento Médio de Espalhadores Utilizando Sinais Ultra-sônicos". Tese de Doutorado, Programa de Engenharia Biomédica / COPPE / UFRJ, 2003.

[15] PEREIRA, W. C. A., ABDELWAHAB, A., LORI BRIDAL, S. and LAUGIER, P., 'Singular Spectrum Analysis Applied to 20MHz Backscattered Ultrasound Signals From Periodic And Quasi-Periodic Phantoms', *Acoustical Imaging*, v. 26, Kluwer Academics, pp. 239-246, 2002.

MODELAGEM MATEMÁTICA DO SISTEMA RESPIRATÓRIO DE RATOS SUBMETIDOS A ESTRATÉGIAS PROTETORAS VENTILATÓRIAS

H.T. Moriya*, R.G.P. Marchi**, M.E.P. Carvalho***, D. Deheinzelin*** e J.C.T.B. Moraes**

* UDESC/Departamento de Engenharia Elétrica, Joinville, Brasil
** EPUSP/Laboratório de Engenharia Biomédica, São Paulo, Brasil
*** Fundação Antônio Prudente, São Paulo, Brasil

e-mail: htmoriya@joinville.udesc.br

Abstract: The goodness of fitting between the nonlinear volume-dependent (*VDEl*) and the viscoelastic (*VISC*) models to experimental data collected during protective-ventilation strategies in normal rats was compared. Three groups of six rats followed one different ventilaton strategy during 1 hour: *Low Volume PEEP* (*LVP*) (V_T=6mL/kg, PEEP=12cmH_2O, supine); *High Volume Supine* (*HVS*) (V_T=20mL/kg, PEEP=5cmH_2O, supine) and *High Volume Prone* (*HVP*) (V_T=20mL/kg, PEEP=5cmH_2O, prone). Pressure (P) and flow ($\dot{V}$) data were collected during control ventilation, at the beginning and at the end of a protective-ventilation strategy. Results showed that the *VDEl* model had a better fitting due to the overinflation of the lungs.
***Palavras Chaves*: avaliação da mecânica respiratória, modelagem matemática, processamento de sinais.**

Introdução

A avaliação da mecânica respiratória em pacientes sob assistência ventilatória mecânica invasiva pode constituir uma importante ferramenta para auxílio na avaliação do estado de pacientes e na escolha da melhor estratégia de ventilação e do melhor procedimento terapêutico a ser empregado [1].

O modelo mais amplamente utilizado na avaliação da mecânica respiratória é o modelo linear de um compartimento (*SCLM*) composto de um compartimento elástico ao qual é associada uma elastância (*E*), e um tubo fluxo-resistivo ao qual se associa uma resistência (*R*) [1]. Este modelo representa bem o comportamento do sistema respiratório quando a respiração é composta apenas de uma freqüência dominante e um volume corrente baixo.

Entretanto, para a realização de um estudo mais aprofundado do sistema respiratório, um modelo de maior complexidade será necessário para modelar de forma mais adequada o comportamento mecânico do sistema respiratório [1].

Um modelo que contempla o comportamento não-linear do sistema respiratório é o modelo volume-dependente de um compartimento (*VDEl*) [2]. Este modelo acrescenta uma elastância volume-dependente ao modelo linear de um compartimento.

Outro modelo empregado, agora contemplando o compartamento multicompartimental do sistema respiratório, é o modelo viscoelástico (*VISC*), consistindo de uma resistência em paralelo com outros três elementos na forma de um corpo de Kelvin (uma elastância em paralelo com uma associação em série de uma resistência e elastância), que representam as propriedades viscoelásticas do sistema respiratório [3].

O desenvolvimento desta pesquisa buscava verificar, com a aplicação dos três modelos mencionados, a existência de um comportamento não-linear e/ou multicompartimental do sistema respiratório durante as chamadas estratégias protetoras de ventilação em ratos com pulmões normais [4, 5].

Efetuando-se a comparação entre os modelos e verificando qual deles ajustava-se melhor aos dados coletados experimentalmente, foi possível investigar qual dos comportamentos citados foi o mais preponderante no sistema respiratório dos ratos submetidos às estratégias protetoras de ventilação.

Materiais e Métodos

Procedimento experimental: Três grupos de seis ratos Wistar SPF machos adultos foram anestesiados (composto de ketamina e xylazina) e traqueostomizados. Os animais foram conectados a um ventilador (Inter-3, Intermed) em série com um pneumotacógrafo (8420, Hans Rudolph). Cada animal foi paralisado (2 mL/kg succinilcolina) e ventilado mecanicamente com volume corrente (V_T) de 6mL/kg, *PEEP* (Pressão Positiva de Final de Expiração, do inglês *Positive End Expiratory Pressure*) de 0 cmH_2O e freqüência respiratória de 40 respirações por minuto. Dados de pressão traqueal (P) e de fluxo respiratório ($\dot{V}$) foram coletados durante 20 segundos consistindo nos dados refentes à ventilação controle (*CV*).

O fluxo respiratório e a pressão traqueal foram medidos, respectivamente, por um transdutor de pressão diferencial (DP45-16-2114, Validyne) conectado ao pneumotacógrafo e por um transdutor de pressão absoluta (DP45-28-2114, Validyne). Todos os sinais foram amplificados (RS 3400, Gould) e enviados para um microcomputador via um conversor analógico/digital (DT 2801, Data Translation).

Para cada grupo desenvolveu-se uma estratégia de ventilação de 1 hora de duração. As estratégias de ventilação foram:

1. Baixo volume, supino e alta *PEEP* (*LVP*) com $V_T = 6mL/kg$ e $PEEP = 12cmH_2O$;

2. Alto volume e supino (*HVS*) com $V_T = 20mL/kg$ e $PEEP = 5cmH_2O$;
3. Alto volume e prona (*HVP*) com $V_T = 20mL/kg$ e $PEEP = 5cmH_2O$

LVP é considerada uma estratégia protetora ventilatória [4]. *HVS* é uma estratégia ventilatória amplamente utilizada. A mudança de posição supino (*HVS*) para prona (*HVP*) também é considerado um procedimento para precaver lesões pulmonares devido à ventilação mecânica [5].

Para as três estratégias de ventilação, o pico da pressão inspiratória foi de 24 cmH_2O. A freqüência respiratória para todas estratégias ventilatórias foi de 40 respirações por minuto. Durante as estratégias de ventilação, os dados de P e $\dot{V}$ foram coletados durante 20 segundos no inicio (*MVini*) e no final (*MVend*) da aplicação da estratégia de ventilação.

Modelagem e Processamento dos sinais: Na aquisição dos sinais e posterior processamento digital foi utilizado o software LABDAT 4.0/ANADAT 4.0 (RHT Info). Os sinais de pressão (P) e fluxo ($\dot{V}$) foram amostrados com uma freqüência de amostragem de 200 Hz. Para a obtenção do volume (V), o fluxo foi integrado numericamente. Toda análise dos modelos foi realizada utilizando-se o ciclo médio da respiração, ou seja, calculou-se a média de todos os ciclos respiratório obtendo-se assim um ciclo respiratório médio sob o qual foram aplicados os modelos matemáticos.

Analise dos dados: Os dados obtidos experimentalmente foram ajustados aos modelos matemáticos *SCLM*, *VDEl* e *VISC*.

O chamado modelo linear de um compartimento, *SCLM*, é descrito pela seguinte equação.

$$P = E.V + R.\dot{V} + P_0 \qquad (1)$$

onde R é a resistência e E é a elastância do sistema respiratório como um todo. O parâmetro P_0 é o valor que P assume quando $\dot{V}$ e V são iguais a zero e sua utilidade prática é absorver qualquer erro que possa ser cometido na estimação da capacidade residual funcional (*CRF*) [1]. Observa-se que *SCLM* não é linear devido ao termo P_0, porém por consistência com a literatura internacional e aplicações práticas de fisiologistas, esse modelo será mencionado como linear.

O modelo volume-dependente, *VDEl*, é representado pela seguinte equação:

$$P = E_1.V + E_2.V^2 + R.\dot{V} + P_0 \qquad (2)$$

onde E_1 é a elastância que independe de V e E_2 é a elastância volume-dependente [2].

A equação abaixo descreve o modelo viscoelástico, *VISC*, utilizado.

$$P = A\dot{V} + BV + C\cdot\int_0^t V dt + D\cdot\int_0^t P dt + E\cdot t + F \qquad (3)$$

A partir dos parâmetros A até F foi possível calcular os valores dos componentes presentes no modelo viscoelástico utilizando as seguintes equações [3] :

$$R_{aw} = A \qquad (4)$$

$$R_2 = -A + \frac{B}{D} + \frac{C}{D^2} \qquad (5)$$

$$E_1 = -\frac{C}{D} \qquad (6)$$

$$E_2 = A.D + B + \frac{C}{D} \qquad (7)$$

$$F = P_0 \qquad (8)$$

onde R_{aw} é a resistência das vias aéreas e R_2, E_1 e E_2 são, respectivamente, a resistência e as elastâncias presentes no corpo de Kelvin que representa as propriedades viscoelásticas do sistema respiratório.

A estimação dos parâmetros dos modelos foi realizada através da regressão múltipla linear. A variância estimada do ruído (*ENV*) foi utilizada como um índice de qualidade da adequação do modelo aos dados experimentais [2]considerando que:

$$ENV = \frac{1}{n-m}\cdot\sum_{i=1}^{n}\left(P_i - \hat{P}_i\right)^2 \qquad (9)$$

onde P_i é a pressão medida, $\hat{P}_i$ é a pressão estimada pelo modelo, n é o número de amostras e m é o número de parâmetros do modelo. Quanto menor o valor de *ENV*, melhor será a predição realizada pelo modelo.

Quando dois modelos diferentes são utilizados para estimar o mesmo conjunto de dados, um dos modelos produz um valor menor ou igual de *ENV*. Para decidir se a redução na *ENV* foi estatisticamente significante, calcula-se o percentual de melhora da *ENV* pela equação:

$$\Delta ENV = \frac{(ENV_1 - ENV_2)}{ENV_1}\cdot 100(\%) \qquad (10)$$

onde ENV_1 é o maior entre os dois valores de *ENV*.

Supondo que o ruído nos dados experimentais apresente uma distribuição normal, a taxa entre ENV_1 e ENV_2 segue uma distribuição tipo *F* cujo número de graus de liberdade é determinado pela dimensão do espaço amostral e o número de parâmetros dos dois modelos. Utilizando a distribuição tipo *F* adequada, observou-se que se ΔENV é maior que 30%, então a hipótese de ENV_1 e ENV_2 serem estimativas da mesma variância populacional é menor que 5% [2]. Conseqüentemente, quando ΔENV é maior que 30%, conclui-se que o modelo 2 apresenta uma melhor estimativa dos dados do que o modelo 1. Se o contrário acontecer, o modelo 2 não é melhor que o modelo 1.

Foi utilizado o cálculo do ΔENV para comparar os desempenhos do modelo volume-dependente (*VDEl*) em relação ao modelo linear de um compartimento (*SCLM*). Além disso, o cálculo do ΔENV também foi utilizado

para comparar o modelo viscoelástico (*VISC*) em relação ao modelo linear de um compartimento (*SCLM*).

Assim sendo, calculou-se:

$$\Delta ENV_{VDEl} = \frac{(ENV_{SCLM} - ENV_{VDEL})}{ENV_{SCLM}} \qquad (11)$$

$$\Delta ENV_{VISC} = \frac{(ENV_{SCLM} - ENV_{VISC})}{ENV_{SCLM}} \qquad (12)$$

onde ENV_{SCLM}, ENV_{VDEL} e ENV_{VISC} são as variâncias obtidas a partir dos ajustes aos dados dos modelos *SCLM*, *VDEl* e *VISC*, respectivamente.

Resultados

A Figura 1 ilustra os comportamentos de ΔENV_{VDEl} e ΔENV_{VISC} durante a ventilação de controle (*CV*), no início (*MVini*) e no final (*MVend*) da estratégia de ventilação *LVP*.

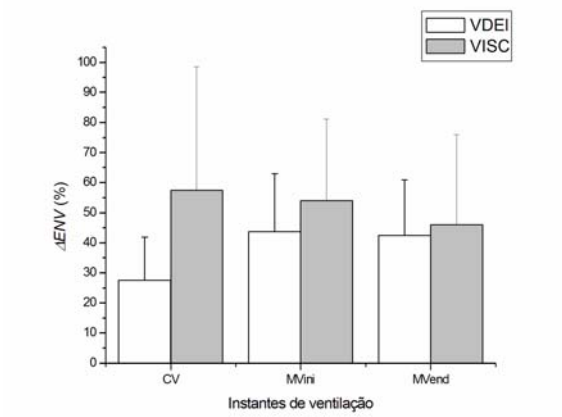


Figura 1. ΔENV_{VDEl} e ΔENV_{VISC} (média + desvio-padrão) durante a ventilação de controle (*CV*), no início (*MVini*) e no final (*MVend*) da estratégia de ventilação *LVP*.

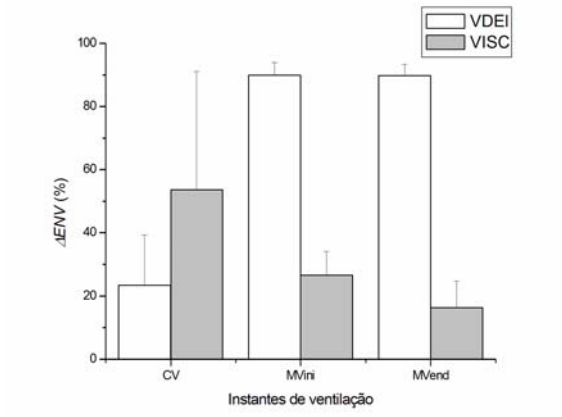


Figura 2. ΔENV_{VDEl} e ΔENV_{VISC} (média + desvio-padrão) durante a ventilação de controle (*CV*), no início (*MVini*) e no final (*MVend*) da estratégia de ventilação *HVS*.

Os comportamentos de ΔENV_{VDEl} e ΔENV_{VISC} durante a ventilação de controle (*CV*), no início (*MVini*) e no final (*MVend*) da estratégia de ventilação *HVS* , são apresentados na Figura 2.

As diferenças entre ΔENV_{VDEl} e ΔENV_{VISC} são apresentadas na Figura 3 durante a ventilação de controle (*CV*), no início (*MVini*) e no final (*MVend*) da aplicação da estratégia de ventilação *HVP*.

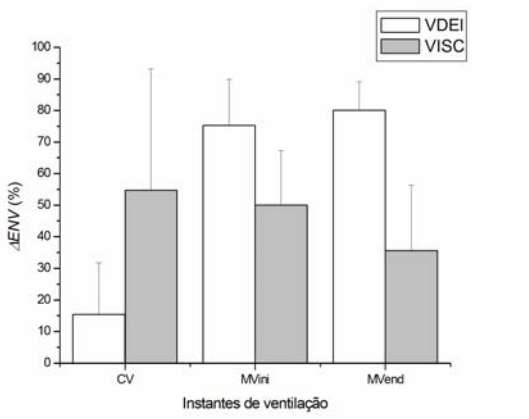


Figura 3. ΔENV_{VDEl} e ΔENV_{VISC} (média + desvio-padrão) durante a ventilação de controle (*CV*), no início (*MVini*) e no final (*MVend*) da estratégia de ventilação *HVP*.

Discussão

A mesma ventilação controle (*CV*) precedeu todas estratégias ventilatórias. Analisando as Figuras 1, 2 e 3 tem-se que o modelo *VISC* apresentou uma melhor adequação aos dados experimentais em relação ao modelo *VDEl* durante *CV*. Este resultado era esperado, já que, durante a *CV*, os sistemas respiratórios dos animais apresentam comportamentos bastante próximo do linear uma vez que foi utilizado um V_T de 6mL/kg e uma *PEEP* de 0 cmH_2O, ou seja, os animais foram excitados com um V_T baixo e sem a presença de hiperinsuflação devido à aplicação de uma *PEEP* alta. Além disso, os animais estavam sendo ventilados utilizando-se um ventilador comercial, ou seja, os animais estava sendo ventilados com diversas componentes em freqüência, exacerbando o comportamento multicompartimental dos seus sistemas respiratórios. O alto desvio-padrão observado no ΔENV_{VISC} durante a *CV* nas três figuras pode ser explicado pela possível existência de um comportamento não-linear devido a abertura e fechamento de unidades pulmonares [2].

Os resultados apresentados na Figura 1 mostram que tanto o modelo *VDEl* como o *VISC* apresentam uma melhor adequação aos dados experimentais obtidos na estratégia de ventilação *LVP* em relação ao modelo *SCLM*. Não há uma diferença estatísticamente significante entre os modelos *VDEl* e *VISC*. A melhor adequação do modelo *VISC* em relação ao modelo *SCLM* pode ser explicada devido à utilização de um ventilador incapaz de gerar fluxos/volumes realmente

senoidais. A melhor adequação do modelo *VDEl* em relação ao modelo *SCLM* pode ser explicada devido à aplicação de uma *PEEP* alta, o que levaria a uma hiperinsuflação do sistema respiratório com consequente comportamento não-linear do mesmo [2].

Analisando os resultados da Figura 2, tem-se que o modelo *VDEl* apresentou uma melhor adequação aos dados experimentais em relação ao modelo *VISC*. Estes resultados mostram que a utilização de um V_T alto leva a uma exacerbação do comportamento não-linear que torna-se mais relevante do que o caráter multicompartimental do sistema respiratório.

Os resultados apresentados na Figura 3 mostram que tanto o modelo *VDEl* como o *VISC* apresentam uma melhor adequação aos dados experimentais obtidos na estratégia de ventilação *HVS* em relação ao modelo *SCLM*. Entretanto, não há diferença estatísticamente significativa entre os dois modelos. Deve-se notar que a diferença entre as estratégias ventilatórias *HVP* e *HVS* é apenas a mudança de posição de supino para prona. Portanto, analisando os resultados apresentados nas Figuras 2 e 3, verifica-se que a mudança de supino para prona levou a uma melhor adequação do modelo *VISC* e uma pequena piora no modelo *VDEl*, o que leva a considerar-se que a mudança de posição resulta em uma melhor redistribuição gasosa, fazendo com que o comportamento muticompartimental seja mais expressivo e a não-linearidade devido à hiperinsuflação seja atenuada [1, 5].

Conclusão

As estratégias protetoras ventilatórias atualmente são bastante discutidas e empregadas [4, 5]. Utilizando um modelo não-linear (*VDEl*) e um modelo multicompartimental (*VISC*) do sistema respiratório, visou-se melhorar o entendimento sobre as conseqüências das estratégias protetoras ventilatórias sobre a mecânica respiratória de ratos normais.

Verificou-se que a estratégia de ventilação mais comumente empregada (*HVS*) leva a uma exacerbação do comportamento não-linear do sistema respiratório devendo-se, provavelmente, à hiperinsuflação devido ao uso de um alto valor de V_T. A melhor adequação do modelo *VDEl* em *HVS* pode significar que os tecidos pulmonares estão sendo hiperdistendidos, o que comumente leva à ocorrência de lesões pulmonares.

Utilizando a estratégia protetora ventilatória *LVP*, também se verificou uma boa adequação do modelo *VDEl*. Entretanto, o modelo *VISC* também obteve uma boa adequação aos dados experimentais e não houve uma diferença estatísticamente significativa entre os modelos *VDEl* e *VISC*. Apesar de uma melhora em relação à estratégia *HVP*, *LVP* também causa um comportamento não-linear do sistema respiratório, provavelmente devido à hiperdistensão dos tecidos pulmonares.

A mudança da posição supino (*HVS*) para prona (*HVP*) também levou a uma boa adequação do modelo *VDEl*, mas não houve uma diferença estatística em relação à aplicação do modelo *VISC*. Também neste caso, *HVP* causa um comportamento não-linear do sistema respiratório, provavelmente devido à hiperdistensão dos tecidos pulmonares.

Conclui-se que todas as estratégias ventilatórias, sejam protetoras ou não, levam a um comportamento não-linear do sistema respiratório de ratos normais e isto pode indicar uma maior possibilidade de ocorrência de lesões pulmonares devido à hiperdistensão dos tecidos pulmonares. Uma melhor compreensão do comportamento mecânico do sistema respiratório poderia ajudar a modificar/melhorar as estratégias protetoras ventilatórias atualmente empregadas.

Referências

[1] BATES, J.H.T., "Assessment of mechanics", In: MARINI, J.J., SLUTSKY, A. S. (Ed) *Physiological basis of ventilatory support.* New York: Marcel Dekker, pp.231-259, 1998.

[2] WAGERS, S. LUNDBLAD, K. L., MORIYA, H. T., BATES, J. H. T., IRVIN, C. G., "Nonlinearity of respiratory mechanics during bronchoconstriction in mice with airway inflammation", *J. Appl. Physiol.* 92(5): 1802-1807, 2002.

[3] BATES, J. H.T., BROWN, K.A., KOCHI, T., "Respiratory mechanics in the normal dog determined by expiratory flow interruption", *J. Appl. Physiol*. 67(6):2276-2285, 1989.

[4] AMATO, M. B. P., BARBAS, C. S. V., MEDEIROS, D. M., MAGALDI, R. B., SCHETTINO, G. P., LORENZI-FILHO, G., KAIRALLA, R. A., DEHEINZELIN, D., MUNOZ, C., TAKAGI, T. Y., CARVALHO, C. R. R. "Effect of a protective-ventilation strategy on mortality in the acute respiratory distress syndrome", *The New England Journal of Medicine.* 338(6): 347-354, 1998.

[5] MENTZELOPOULOS, S. D., ZAKYNTHINOS, S. G., ROUSSOS, C., TZOUFI, M. J., MICHALOPOULOS, A. S. "Prone position improves lung mechanical behavior and enhances gas exchange efficiency in mechanically ventilated chronic obstructive pulmonary disease patients", *Anesth. Analg.* 96(6): 1756-1767, 2003.

Dinámica del Modelo de Bergman Controlada por un Sistema Neuro Difuso

Fonseca M., Cabrera A., Domínguez H., Ramírez G.

Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología (UPIBI). Av. Acueducto de Guadalupe s/n, Col. Barrio La Laguna Ticomán, Gustavo A. Madero, C .P. 07340. México, D. F.

e-mail: acabrera@acei.upibi.ipn.mx

Abstract: Bergman's glucose-insulin interaction model is the most usual an accurate structure to describe the blood real dynamics, besides it counts with an appropiated mathematical structure for different kind of control analysis methods. Such properties allow us design a neuro-fuzzy control system, that is described by two independent systems: the first one is a neuro-observer system for model's states and the second one is an insulin supplying control system based on fuzzy logic. Both systems colaborate with their independent properties to bring an alternative neuro-fuzzy structure. The insuline and glucose concentrations are shown by numerical simulations, these represent the insulin supplying output and the neuro-observer estimate state respectively. Besides, the inferential rules and membership functions are decribed in graphical way.

***Palabras clave*: Neuro-fuzzy system; Bergman´s model; Glucose-insulin interaction.**

Introducción

Durante la digestión se descomponen los alimentos para crear glucosa, la mayor fuente de combustible para el cuerpo. Esta glucosa pasa a la sangre, donde la insulina, que es el factor más importante en este proceso, le permite entrar en las células. La Diabetes Mellitus es una enfermedad degenerativa caracterizada por un defecto en la secreción de la insulina por parte del páncreas, lo cual provoca que la glucosa se concentre en la sangre, de forma que el cuerpo se ve privado de su principal fuente de energía. Además los altos niveles de glucosa en la sangre pueden dañar los vasos sanguíneos, los riñones y los nervios.

No existe una cura para la diabetes. Por lo tanto, el método de cuidar su salud para personas afectadas por este desorden, es controlarlo: mantener los niveles de glucosa en la sangre lo más cercanos posibles los normales. Un buen control puede ayudar enormemente a la prevención de complicaciones por la diabetes relacionadas al corazón y el sistema circulatorio, los ojos, riñones y nervios

La técnica de las redes neuronales parece ser una muy eficaz para la identificación y control de sistemas no lineales complejos especialmente en ausencia de información completa del modelo (modelo de la "caja-gris"), una de las características de las redes es su alta sensibilidad a la aproximación de la función y a los datos de entrenamiento (no tienen memoria, así que sus salidas son determinadas únicamente por las entradas y los pesos actuales).

Los modelos matemáticos biológicos que nos dan características del comportamiento de algunos procesos biológicos estudiados, en este caso de la regulación de glucosa en el organismo humano (Modelo de Bergman), en las diferentes etapas del consumo diario para el mantenimiento del equilibrio. Estos modelos no proporcionan variables en tiempo real. sin embargo, el método que utilizaremos son las redes neuronales dinámicas con observador para la obtención de las variables del modelo que no pueden ser observadas teniendo una estructura del modelo con sus características de salida, con lo que con el empleo del neuro-observador no sólo se adquieren las propiedades del modelo si no también podemos estimar los estados que no se pueden obtener directamente, finalmente estos estados son ingresados como elementos en el sistema difuso de infusión y se logra la realización de un control neuro-difuso.

Metodología

La realización del esquema de Sistema Neuro Difuso Independiente (SNDI), es necesario un sistema que posea la propiedad de observabilidad en el sentido de los sistemas no lineales [1]. El modelo de Bergman [2], cumple con esta condición y está descrito por (1).

$$\begin{aligned} \dot{x}_1 &= -\eta(x_1 + \mathrm{I}_1) + (u(t)/V_1) \\ \dot{x}_2 &= -p_1 x_2 - x_3(x_2 + G_B) + \mathrm{P}(t) \\ \dot{x}_3 &= -p_2 x_3 + p_3 x_1 \\ y &= x_2 \end{aligned} \qquad (1)$$

Donde los estados son: la concentración de insulina (x_1); concentración de glucosa (x_2); concentración de glucosa en el compartimiento remoto (x_3). Debido a la necesidad del desarrollo de un sistema observador en el modelo, el estudio de observabilidad ha sido desarrollado previamente con resultados satisfactorios [3].

Sistema Neuro-Difuso Independiente (SNDI)

En esta sección se describen la Red Neuronal Dinámica (RND) [4], aplicada como neuro-observador y el controlador difuso, el neuro observador estima los estados no medibles de la planta, después, estos estados estimados son aplicados al sistema difuso para desarrollar la señal de salida de control.

Redes Neuronales Diferenciales

La estructura de la Red Neuronal Diferencial (RND) está propuesta como es para desarrollar la estimación de los estados del modelo [4]. La estructura de esta Red Neuronal Diferencial se presenta en (2) y corresponde a una Red Neuronal Artificial (RNA) multicapa de Hopfield [5]. La dinámica del observador de RND es continua en el tiempo y está dada por

$$\frac{d\hat{x}_t}{dt} = \mathrm{A}\hat{x}_t + W_{1,t}\sigma(V_{1,t}\hat{x}_t) + W_{2,t}\varphi(V_{2,t}\hat{x}_t)\gamma(u_t) + \mathrm{K}(y_t - C\hat{x}_t) \tag{2}$$

donde $W_{1,t} \in \Re^{n\times d}, W_{2,t} \in \Re^{n\times k}$ son las matrices de peso de la RND cuya estructura puede ver la Fig. 3 y $V_{1,t} \in \Re^{p\times n}, V_{2,t} \in \Re^{r\times n}$ describen las matrices de peso de la capa oculta en la red, respectivamente las funciones vectoriales $\sigma(\cdot): \Re^p \to \Re^d$. y $\phi(\cdot): \Re^r \to \Re^k$. son matrices diagonales

Las leyes de aprendizaje para los pesos de la RND están dadas por un sistema de ecuaciones diferenciales (3) definiendo la evolución de la matriz para:

$$\begin{cases} \dot{W}_{1,t} = -s_t K_1 P\Delta_t \sigma^T + s_t K_1 P\Delta_t \hat{x}_t^T \left(V_{1,t} - V_1^*\right)^T D_\sigma \\ \dot{W}_{2,t} = -s_t K_2 P\Delta_t \left(\phi\gamma(u_t)^T\right) + \\ \quad s_t K_2 P\Delta_t \hat{x}_t^T \left(V_{2,t} - V_2^*\right)^T \sum_{i=1}^{q} \left(\gamma_i(u_t) D_{i\phi}^T\right) \\ \dot{V}_{1,t} = -s_t K_3 D_\sigma^T W_{1,t}^T P\Delta_t \sigma^T \\ \quad -s_t \frac{l_1}{2} K_3 \Lambda_1 \left(V_{1,t} - V_1^*\right) \hat{x}_t \hat{x}_t^T \\ \dot{V}_{2,t} = -s_t K_4 \sum_{i=1}^{q} \left(\gamma_i(u_t) D_{i\phi}^T\right) W_{2,t}^T P\Delta_t \hat{x}_t^T \\ \quad -s_t \frac{q l_2 \bar{u}}{2} K_4 \Lambda_2 \left(V_{2,t} - V_2^*\right) \hat{x}_t \hat{x}_t^T, \\ \quad V_1^* = V_{1,0}, V_2^* = V_{2,0} \end{cases} \tag{3}$$

Aquí es una matriz (estable) de Hurwitz y provee la existencia de una solución positiva (4) para (7) y

$$N_\delta := \left[H^T + \delta I\right], \delta > 0 \tag{4}$$

La función $\gamma(\cdot): \Re^s \to \Re^k$ es asumida para ser relacionada dentro de una zona de trabajo, que es, $\left\|\gamma(u_t)\right\|^2 \le \bar{u}$. Anteriormente seleccionamos $\gamma(\cdot) = u$. La matriz de ganancia es $K = P^{-1}H\Lambda_\varepsilon$. Las matrices constantes $\Lambda_{W_1}^{-1}, \Lambda_{W_2}^{-1}, \Lambda_{\varepsilon_1}^{-1}$ son los parámetros de procedimiento que deben ser seleccionados mediante el método de ensayo y error.

Sistema Difuso

El método de interferencia difuso sugerido por Takagi, Sugeno y Kang, conocido como el modelo difuso sigue una aproximación multi-modelo y es usualmente implementada al utilizar (5):

$$\begin{aligned} &R^{(l)}: \textit{IF } u_1(k) \textit{ is } A_1^l \textit{ and } u_2(k) \textit{ is } A_2^l \\ &\textit{AND} \cdots u_m(k) \textit{ is } A_m^l \\ &\textit{THEN } \hat{y}_l(k) = g_l(k) \quad l = 1 \ldots r \end{aligned} \tag{5}$$

donde $R^{(l)}$ denota la *l*-ésima regla difusa, *r* es el número de reglas, y $u(k) = \left[u_1(k), u_2(k), \ldots, u_m(k)\right]^T$ es el vector de entrada hacia el modelo en el tiempo k con $u_i(k) \in \aleph_i \subset \Re\left(i = 1, \ldots m\right)$. $g_l(k)$ es una función que describe la parte consecuente de $R^{(l)}$ la cual provee la salida de la regla $\hat{y}_l(k)$ en el tiempo *k* para una entrada dada *u(k),*, y $A^{(l)} \quad l = 1, \ldots r$ Al definir el número y la localización de las funciones de membresía llegaremos a $\aleph^m = \aleph_1 \otimes \aleph_2 \otimes \ldots \otimes \aleph_m$ .La colección de conjuntos difusos $A^{(l)} = \left\{A_1^l, \ldots A_{m1}^l\right\}$ perteneciente a la parte premisa de $R^{(l)}$ formula una región difusa $\aleph_i$ en que puede ser considerado como un conjunto difuso multi-dimensional para el que su función de membresía está dada por (6)

$$\mu_A(u_k) = \mu_l(k) = \prod_{l=1}^{m} \mu_{A_i}(u_i(k)) \tag{6}$$

La ecuación anterior proporciona el grado en el cual un vector *u(k)* de entrada particular pertenece a la región difusa $A^{(l)} \quad l = 1, \ldots r$. Desde un punto de vista diferente, $\mu_l(k)$ representa la fuerza de disparo de la l-ésima regla, La salida del modelo en el tiempo *k*, $\hat{y}(k)$, (7) se determina

$$\hat{y}(k) = \frac{\sum_{l=1} \mu_l(k) y_l(k)}{\sum_{l=1} \mu_l(k)} \qquad (7)$$

Reglas de inferencia y funciones de membresía

Las reglas de inferencia fueron propuestas para el modelo de Bergman pensando en el desempeño de los sistemas comerciales de infusión de insulina [6], y estas se encuentran descritas por trece enunciados de los cuales sólo mostramos tres en la tabla 1.

Regla	Enunciado
1	If [glucosa] is “Muy alta” and [insulina] is “Baja” then Suministro de insulina is “Pasado”.
2	If [glucosa] is “Alta” and [insulina] is “Baja” then Suministro de insulina is “Suficiente”.
3	If [glucosa] is “Normal” and [insulina] is “Normal” then Suministro de insulina is “Nulo

Las funciones de membresía relacionadas con las reglas de inferencia mencionadas se ilustran en las graficas de la Fig. 1 y 2

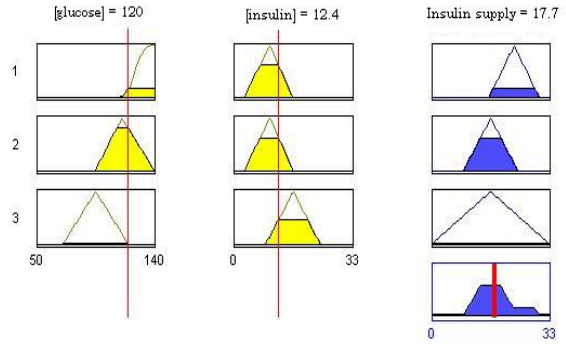


Fig. 1 Funciones de membresía específicas.

Hemos logrado editar funciones de membresía para describir tanto las entradas como las salidas difusas de los estados del sistema, siendo principalmente funciones triangulares debido a su sencilla representación matemática y programación.

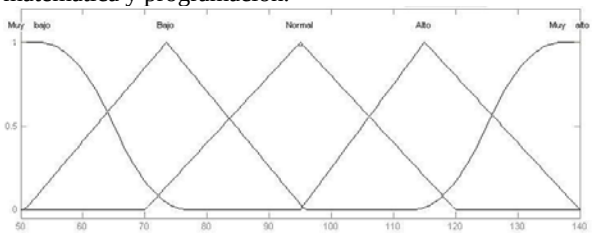


Fig. 2 Funciones de membresía para la concentración de glucosa.

La ecuación vista anteriormente, indica que el modelo difuso sigue una aproximación de modelado local. El espacio de entrada es primeramente descompuesto en r regiones difusas.

La estructura a bloques del sistema (SNDI) se muestra en la Fig. 3

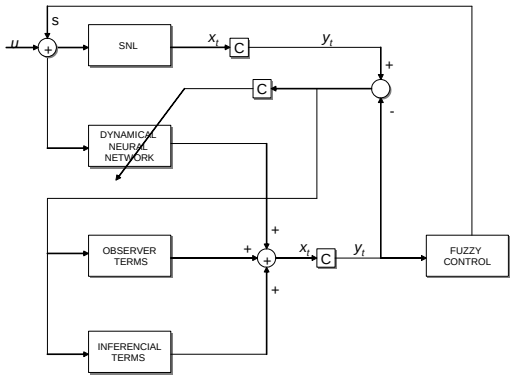


Fig. 3 Estructura del sistema Neuro-Difuso Independiente.

Resultados

En la grafica se muestra que la señal de salida de SNDI y la salida del modelo de Bergman juntas para realizar una comparación Fig. 4

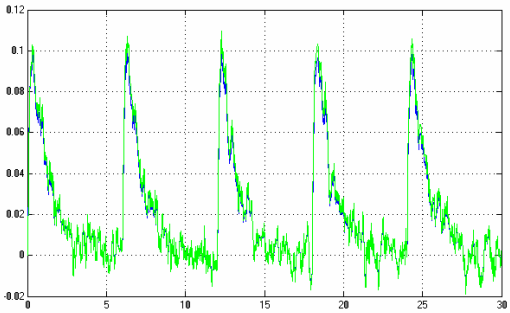


Fig. 4 Comparación entre la red neuronal y el modelo respecto a la concentración de glucosa.

En la siguiente grafica se describen los estados estimados del modelo de Bergman, dados por (x_1,x_2,x_3). Los estados tienen un error del 7% empleando SNDI. Fig. 5

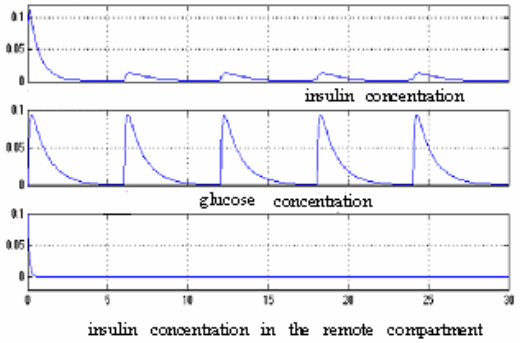


Fig. 5 Evolución de los estados estimados.

Los resultados de la simulación demuestran la evolución del estado en el modelo de Bergman y la estructura de SNDI, estos estados se compara con la concentración de la insulina normal de la persona,

aunque la evolución de las variables no es igual, la concentración de la glucosa de la estimación está dentro de los márgenes normales de la salud [7].

El modelo de la interacción de insulina-glucosa permite saber la evolución del estado del compartimiento cuando se aplica el SNDI. Esta evolución Fig. 6 se refiere al modelo de la interacción de la insulina-glucosa del Bergman [1], consiguiendo de esta manera la posibilidad para que el algoritmo del modelo se convierta en parte del esquema de control de la regulación de la insulina del paciente que nos da la oportunidad para la realización del sistema de control.

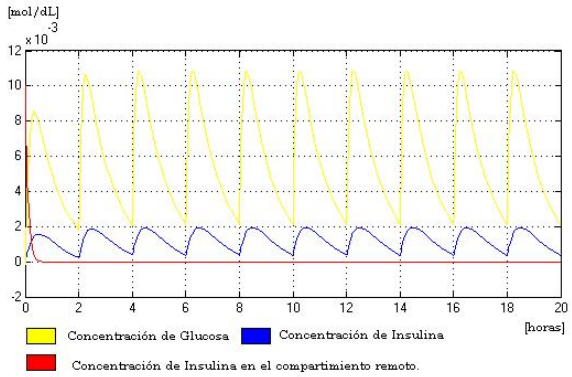


Fig. 6 Evolución de los estados del modelo de Bergman.

Conclusiones

El uso del sistema neuro-difuso independiente, demuestra que los estados de la estimación están aproximados a las variables del modelo de Bergman así que el neuro-observador trabaja bien. El neuro-observador estima las variables no medidas y éstos podrían ser substitutos para las medidas instrumentales en la entrada del control difuso. Los parámetros de evolución de entrada y salida en el análisis temporal de las gráficas, como la respuesta del controlador difuso, confirman un comportamiento eficiente del sistema diseñado sobre el suministro de la insulina del organismo, dando la insulina casi inmediata que provee cuando la glucosa crece fuera del límite normal (durante la ingesta de alimento). Este resultado da la posibilidad para diseñar un sistema de control basado en el esquema de SNDI que podría determinar las variantes para controlar la concentración de la glucosa para la mejora de la salud de pacientes diabéticos.

Referencias

[1] G. Giccarella, M.D. Mora and G. Germani, "A Luenberger-like observer for nonlinear systems", Int. J. Control, vol. 57, 537,-556, 1993.

[2] D. Bergman, Pathogenesis and prediction of diabetes mellitus: lessons from integrative physiology. Mt Sinai J M. ed. 2002 Oct; pp. 280-90

[3] Fonseca. H. M., Ortiz V. H., Cabrera A. I, Redes Neuronales Estocasticas Aplicadas al Modelo Dinámico de Glucosa para Pacientes Diabeticos, SOMIB XXVI Congreso Nacional De Ingeniería Biomédica, (CINVESTAV), México, Noviembre 2003.

[4] A.S. Poznyak, E.N. Sanchez and Wen Yu. Dynamic Neural Networks for Nonlinear Control: Identification, State Estimation and Trajectory Tracking. World Scientific, New Jersey, London, Singapore, Hong Kong, 2001.

[5] Catfollis T. (1994). Generating Adaptive models of dynamic systems with recurrent neural networks, Conference on Neural Networks and IEEE World Congress on Computational Intelligence 3238-3243

[6] Medfusion, Manual de operación para la Bomba de Infusión, Medfusion Inc., 1994.

[7] Guyton, A. C., Tratado de Fisiología Médica. McGraw Hill -- Interamericana. Décima Edición. 2001.

MÉTODO PARA ALINHAMENTO RÁPIDO E ROBUSTO DE IMAGENS DE ECOCARDIOGRAFIA POR CONTRASTE DE MICROBOLHAS

M. L. Lopes*, E. T. Costa*, M. A. Gutierrez**, W. Mathias Jr.** e J. M. Tsutsui**

* DEB/FEEC e CEB - UNICAMP, Caixa Postal 6040, 13084-971, Campinas, SP, Brasil
** Incor/USP, São Paulo, Brasil

e-mail: marden@ceb.unicamp.br

Abstract: This work presents a semi-automatic method for MCE (Microbubble Contrast Echocardiography) image alignment based on a three-step search, template matching and on the cross-correlation coefficient. Quantitative and qualitative tests have shown the method robustness relative to high rates of translation and rotations even in the presence of brightness variations typical of MCE images. The high processing speed of the method suggests its potential use in online MCE quantification systems.
Keywords: MCE, perfusion quantification, automatic alignment, three-step search, cross-correlation.

Introdução

Apesar do potencial comprovado da Ecocardiografia por Contraste de Microbolhas (MCE) para a análise quantitativa não invasiva da perfusão miocárdica [1][2] e da tecnologia disponível no mercado, o uso da técnica se restringe praticamente à interpretação visual (qualitativa) das imagens clínicas. Algumas pesquisas tem sido feitas para desenvolver sistemas de quantificação para MCE [3][4] e, recentemente, um título de *software* foi disponibilizado no mercado. Entretanto, apesar de semi-automáticos, tais sistemas requerem dedicação extra do usuário para a realização das quantificações *offline*, o que dificulta a aceitação clínica da técnica.

Os principais protocolos para estudos quantitativos de MCE são baseados na medição do re-enchimento do agente de contraste no tempo (a cada *frame* de uma mesma fase do ECG) após a destruição das microbolhas por um pulso ultra-sônico de alta potência, considerando uma região de interesse (ROI) ou um único *pixel* sobre a parede miocárdica. Os dados são aproximados por uma curva exponencial e os parâmetros resultantes fornecem informação sobre o fluxo e o volume sanguíneo no miocárdio [5], sendo estes resultados dependentes do alinhamento entre as imagens ou da ROI nos *frames* sucessivos. Segundo Noble *et al* [6], para a inclusão dos sistemas de quantificação de MCE nos equipamentos de ultra-som é necessária a automação completa dos processos de alinhamento e detecção de *frames* ruins, segmentação do miocárdio e determinação das ROIs. Isto aumentaria a precisão do processo e o tornaria mais rápido, podendo impulsionar o uso clínico da técnica.

Problemas de alinhamento (translação e rotação) são comuns em imagens clínicas de MCE devido a mudanças súbitas no posicionamento do transdutor durante o tempo de captura, movimento do coração e efeitos da respiração. Variações entre *frames* de até 15 *pixels* de translação e 10 ou mais graus de rotação podem ser encontradas. Trabalhos anteriores de automação do processo de alinhamento das imagens [3][4][7] são tipicamente baseados em correlação cruzada e foram desenvolvidos para corrigir translações em imagens de corte longitudinal de modelos caninos. Entretanto, imagens clínicas de MCE são tipicamente de corte transversal apical com movimentos globais de translação e rotação e deformações locais. Apesar dos algoritmos de correlação cruzada não corrigirem rotação e serem computacionalmente lentos, o coeficiente de correlação é considerado um estimador de similaridade robusto para imagens ruidosas como as de ultra-som e alguns autores o tem usado com sucesso inclusive para alinhamento não-rígido de imagens de MCE [6] e de ultra-som 3-D *free-hand* [8].

Nas próximas seções descrevemos um método semi-automático para alinhamento rígido global (translação e rotação) de imagens de MCE, baseado em *three-step search* [9], *template matching* [7] e no coeficiente de correlação. Além de rápido o método se mostrou robusto para lidar com translações e rotações elevadas mesmo com os efeitos de variação de iluminação nos *frames* sucessivos (devido ao re-enchimento do agente de contraste).

Materiais e Métodos

O método proposto é dividido em três etapas consecutivas: 1) segmentação do miocárdio (seleção do *template*); 2) correção de translação; 3) correção de rotação.

Para o alinhamento automático, primeiramente escolhe-se um *frame* da sequência original que será utilizado como referência. Depois da escolha da imagem de referência o usuário desenha interativamente sobre a imagem um contorno poligonal que representa o contorno das paredes miocárdicas e, com base neste contorno, é extraído o template que será utilizado no alinhamento automático (Figura 1).

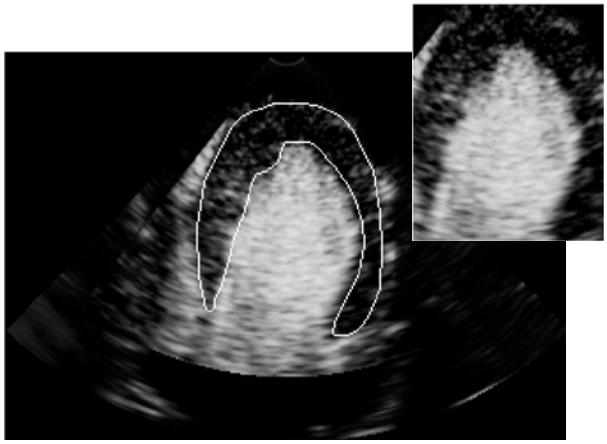


Figura 1: Imagem de referência com o contorno do miocárdio (abaixo); *template* extraído (acima).

Após a identificação do *template*, a segunda etapa consiste em estimar a translação de cada *frame* em relação à referência. Considerando a correlação cruzada como uma estimativa ótima da translação global entre o *template* e a imagem a ser alinhada, buscou-se um algoritmo capaz de superar o problema de velocidade (custo computacional) da correlação cruzada sem perder a robustez do coeficiente de correlação como medida de similaridade. O *Three-Step Search* (TSS) (Figura 2) é um algoritmo de estimativa de movimentos rápidos muito utilizado para codificação de vídeo em tempo real (como MPEG) devido a sua simplicidade, regularidade, performance e redução computacional significante (~90%) [9]. Para a nossa aplicação utilizamos o algoritmo TSS modificado para estimar o ponto de melhor correlação entre o *template* e a imagem a ser alinhada.

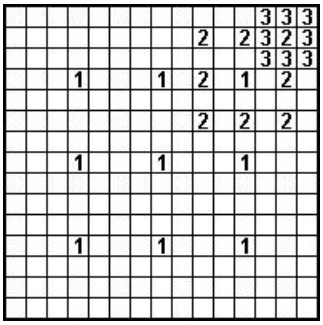


Figura 2: Ilustração do algoritmo *three-step search*.

O primeiro e o terceiro passos do algoritmo que denominamos de *three-step search* iterativo (ITSS) são os mesmos que no TSS original, mas o segundo passo roda iterativamente até que o ponto de melhor correlação esteja localizado no centro da janela de busca, o que possibilita a estimativa de qualquer valor de translação dentro dos limites da imagem. Com esta modificação o tempo de busca se torna proporcional à magnitude da translação, ou seja, quanto maior a translação mais lenta será a busca. Em resumo, o primeiro passo determina a direção do deslocamento, o segundo passo é uma estimativa grosseira da translação e o terceiro passo um refinamento da estimativa com resolução de um *pixel*. Após a estimativa da translação, efetua-se a correção do deslocamento encontrado para cada *frame* da seqüência.

A estimativa e a correção da rotação são realizadas sobre as imagens pré-alinhadas em relação à translação. Como já mencionado, a técnica da correlação cruzada e, conseqüentemente, o *template matching*, não permitem identificar movimentos de rotação, a menos que *templates* rotacionados para uma faixa de ângulos esperada sejam usados, o que pode ser computacionalmente pesado dependendo da magnitude das rotações e da implementação do algoritmo.

Para nossa aplicação optamos por uma busca exaustiva com *templates* rotacionados, mas usando algumas estratégias para reduzir o custo computacional do algoritmo baseado nas seguintes considerações: 1) depois da correção de translação a localização espacial da região do miocárdio em cada *frame* pré-alinhado será muito próxima à imagem de referência, o que possibilita uma sub-amostragem com pouca perda de informação; 2) a correlação é máxima quando o *template* e a imagem estão orientados em um mesmo ângulo de rotação e diminui gradativamente à medida que a diferença de orientação aumenta.

Primeiramente, o sentido de rotação (horário ou anti-horário) de cada *frame* é identificado comparando-se os três valores de coeficiente de correlação obtidos entre: imagem sub-amostrada e *template* original, imagem sub-amostrada e *template* rotacionado 1° (um grau) no sentido horário, e imagem sub-amostrada e *template* rotacionado 1° no sentido anti-horário. Após a identificação do sentido de rotação de cada *frame* em relação à referência (baseado na consideração 2), a identificação da magnitude da rotação dos *frames* é realizada rotacionando-se gradativamente o *template* nos sentidos horário e/ou anti-horário com incrementos de 1° até que o ponto de máxima correlação entre *template* e imagem seja encontrado. Este processo é iterativo e é executado até que a rotação de cada *frame* seja identificada. É importante observar que toda vez que a rotação do *template* é incrementada em um determinado sentido, por exemplo horário, o coeficiente de correlação é recalculado para todos os *frames* da seqüência cujo sentido horário de rotação foi identificado no início do processo e, quando a correlação máxima é atingida e a rotação identificada para um determinado frame, este frame não é testado nas iterações seguintes. A afirmação anterior também é válida para o caso anti-horário. Além disso, a cada iteração a busca por rotações nos sentidos horário e anti-horário é realizada simultaneamente, o que possibilita maior velocidade ao algoritmo quando comparado a um algoritmo tradicional de busca exaustiva.

Para rotacionar o template e também para corrigir a rotação dos frames após a identificação, utiliza-se Interpolação de Vizinho mais Próximo para reproduzir as novas imagens.

Resultados

O algoritmo foi implementado no ambiente Matlab® e testado em um computador pessoal (847 MHz/256MB RAM). Todo o processamento foi realizado no domínio espacial com imagens em tons de cinza (256 tons) de tamanho original 320 x 222 *pixels* (largura x altura).

Primeiramente testou-se o algoritmo ITSS em comparação com um algoritmo de correlação cruzada para verificar a redução do tempo de processamento e a exatidão do algoritmo ITSS na identificação da translação. Dez seqüências de MCE foram submetidas a ambos os algoritmos e os resultados são apresentados na Tabela 1, onde as duas últimas colunas representam o tempo de processamento e o total (absoluto) de deslocamentos identificados.

Tabela 1: Resultados do teste ITSS x Correlação Cruzada (*gold standard*).

Sequência de MCE	N° de frames	Tempo de processamento [s]		Total de deslocamentos [*pixels*]	
		ITSS	Corr. cruzada	ITSS	Corr. Cruzada
1	18	4,6	26,6	80	80
2	11	3,0	17,5	25	25
3	24	7,2	32,3	109	109
4	17	4,6	24,7	130	129
5	19	5,8	37,3	77	77
6	28	7,8	43,5	157	156
7	20	5,0	38,6	78	78
8	25	6,8	45,9	124	146
9	20	5,5	33,3	43	70
10	21	6,4	41,8	79	79

Realizou-se também um teste qualitativo com um especialista em MCE cujo protocolo consistiu de uma comparação visual do cine da seqüência original com o cine da seqüência alinhada automaticamente. Além disso foi realizada uma comparação detalhada de cada *frame* alinhado com a imagem de referência. Depois de analisadas, as seqüências alinhadas foram classificadas como 'Muito Boa' (todos os *frames* bem alinhados), 'Boa' (aceitável se alguns *frames* ruins fossem descartados) ou 'Ruim' (imprópria para quantificação devido ao alinhamento ruim). Dezesseis seqüências (314 imagens) foram usadas para o teste e o resultado é mostrado na Tabela 2. A Tabela 3 apresenta a estatística dos dados processados das 16 seqüências, onde 'tempo total de processamento' = tempo (conversão *RGB/Gray* + seleção do *template* + alinhamento + criação dos cines e figuras).

Tabela 2: Resultado do teste de alinhamento automático.

Classificação da sequência alinhada	Número de sequências	Porcentagem do total
MUITO BOA	13	81%
BOA	3	19%
RUIM	0	0%

Tabela 3: Resultados estatísticos dos dados processados.

Valores por seqüência	Min.	Max.	Média	Desvio padrão
número de *frames*	11	29	19.6	5.2
Translação máxima (*pixels*)	3	15	7.8	3.5
rotação máxima (graus)	1	10	2.8	2.1
total de translações (*pixels*)	18	149	79.9	40.2
total de rotações (graus)	1	53	13.8	12.3
Tempo de alinhamento (trans.)	3.8s	12.0s	8.2s	2.6
tempo de alinhamento (rot.)	2.3s	15.0s	6.8s	3.2
tempo total para alinhamento	6.7s	26.7s	15.0s	5.5
tempo total de processamento	56.3s	99.3s	79.6s	13.1

Discussão

O teste comparativo do algoritmo ITSS com a correlação cruzada demonstra que o algoritmo ITSS consegue manter a exatidão e precisão da correlação cruzada com velocidade de processamento superior. Analisando-se a Tabela 1, verifica-se que o algoritmo ITSS é em média seis vezes mais rápido que a correlação cruzada apresentando erros significativos na identificação de deslocamentos em apenas 20% das seqüências testadas.

Os resultados do teste qualitativo (Tabela 2) demonstram a eficiência do método proposto para a identificação e correção de translações e rotações em imagens de MCE, pois 81% das seqüências analisadas foram consideradas bem alinhadas ('MUITO BOA') e nenhuma seqüência foi considerada mal alinhada. As três seqüências classificadas como 'BOA' (19%) tiveram cada uma apenas um *frame* descartado, todos compreendidos no começo ou no final da seqüência, pontos estes de grande variação de iluminação (devido ao processo de re-enchimento do contraste) e portanto mais susceptíveis a erros no alinhamento automático.

Na Tabela 3 os valores elevados de desvio padrão dos itens 'total de translações' e 'total de rotações' corrigidas por sequência, como também a grande diferença entre os valores mínimos e máximos encontrados dentre todas as sequências analisadas, demonstram a diversidade das imagens de MCE testadas.

Confirma-se também pela Tabela 3 que deslocamentos de translação são muito mais frequentes em imagens de MCE do que rotação, o que pode sugerir que somente a correção de movimentos de translação seja suficiente para se obter um bom alinhamento das imagens, como é feito no título de *software* comercial disponível atualmente onde é empregado apenas um alinhamento rígido manual das ROIs (correção da translação).

O paradigma de alinhamento rígido versus alinhamento não rígido para imagens de MCE também merece discussão. Em [6] Noble *et al* propõem um algoritmo para alinhamento não rígido de imagens de MCE e validam seu algoritmo com uma correção de translação manual (alinhamento rígido), o que pode ser um indicativo de que o alinhamento rígido pode ser suficiente para sistemas de análise quantitativa de MCE.

Conclusão

Os resultados apresentados demonstram que o método proposto é robusto para lidar com deslocamentos elevados apesar da variação de iluminação presente nas imagens de MCE, além de se mostrar rápido para o alinhamento automático (apesar de implementado em Matlab® e não otimizado), o que nos deixa confiantes do seu potencial para uso em sistemas de quantificação para MCE, inclusive *online*.

Na continuação deste trabalho estaremos estudando métodos para colocação automática das ROIs sobre a parede do miocárdio.

Agradecimentos

Os autores agradecem Capes e Finep pelo suporte financeiro e Philips Ultrasound pela parceria técnica proporcionada.

Referências

[1] PELTIER M., VANCRAEYNEST D., PASQUET A., AY T., ROELANTS V., D'HONDT A., MELIN J.A., VANOVERSCHELDE J.J. "Assessment of the physiologic significance of coronary disease with dipyridamole real-time myocardial contrast echocardiography", *J. Am. Coll. Cardiol.*, 43:257-64, 2004.

[2] WEI K., RAGOSTA M., THORPE J., COGGINS M., MOOS S., KAUL S., "Noinvasive quantification of coronary blood flow reserve in humans using myocardial contrast echocardiography", *Circulation*, 103:2560-65, 2001.

[3] LINKA A., SKLENAR J., WEI K., JAYAWEERA A.R., SKYBA D.M., KAUL S., "Assessment of transmural distribution of myocardial perfusion with contrast echocardiography", *Circulation*, 98:1912-20, 1998.

[4] JAYAWEERA A.R., SKLENAR J., KAUL S., "Quantification of images obtained during myocardial contrast echocardiography", *Echocardiography*, 11:385-96, 1994.

[5] WEI K., JAYAWEERA A.R., FIROOZAN S., LINKA A., SKYBA D.M., KAUL S., "Quantification of myocardial blood flow with ultrasound-induced destruction of microbubbles administered as a constant venous infusion", *Circulation*, 97:473-83, 1998.

[6] NOBLE J.A., DAWSON D., LINDNER J., SKLENAR J. and KAUL S., "Automated, non-rigid alignment of clinical myocardial contrast echocardiography image sequences: comparison with manual alignment", *Ultrasound in Med. and Biol.*, 28(1):115-23, 2002.

[7] MAINTZ J.B.A., VIERGEVER M.A., "A survey of medical image registration", *Medical Image Analysis*, 2(1):1-36, 1998.

[8] XIAO G., BRADY J.M., NOBLE J.A., "Nonrigid registration of 3-D free-hand ultrasound images of the breast", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(4):405-12, 2002.

[9] KIM J.-N., CHOI T.-S., "A fast three-step search algorithm with minimun checking points using unimodal error surface assumption", *IEEE Transactions on Consumer Eletronics*, 44(3):638-48, 1998.

CHARACTERIZATION OF CHANGES IN CARDIAC REPOLARISATION DURING HYPOGLYCAEMIA

E.V. Garcia[1,2], J.L.B. Marques[2], R.A. James[3] and A. Murray[1]

[1] Newcastle University, Medical Physics Department, Freeman Hospital, Newcastle upon Tyne, UK
[2] Universidade Federal de Santa Catarina, Instituto de Engenharia Biomédica, Florianópolis, SC, Brazil
[3] Royal Victoria Infirmary, Newcastle upon Tyne, UK

E-mail: euler.garcia@nuth.northy.nhs.uk or jmarques@ieb.ufsc.br

Abstract: **Understanding the mechanisms of the hypoglycaemia-induced ECG changes is important not only to those involved in diabetes or in new drug studies, but also for cardiac physiology and modelling. The aim of this study was to describe and quantify the changes in cardiac repolarisation at the successive stages of an insulin stress test. Our results show a consistent flattening of T waves during hypoglycaemia; followed by gradual restoration of amplitude with symmetry changes during recovery. In contrast to other similar studies, significant QT prolongation was not reported but a remarkable increase on QRS amplitude was noted. These findings are explained by physiological changes.**

Introduction

Unravelling how hypoglycaemia and its resulting electrocardiographic changes are associated is by no means a recent topic in electrocardiology. Parrish *et. al.* [1] stated these changes were due to a concomitant hypokalaemia in 1952.

Later on, Tattersall and Gill [2] were the first to show circumstantial evidence that a hypoglycaemia-related event was responsible for the unexplained deaths of young type 1 diabetic people in Britain (the so called 'Dead in Bed Syndrome'), giving a new impetus to hypoglycaemia research.

Further studies pointed out the extent heart metabolism is influenced by severe hypoglycaemia, the cardiac repolarisation phase being the most affected (for a summary of cardiac morbidity related to hypoglycaemia see [3, 4]). Prolongation of QT interval, flattening of the T wave (sometimes with a concurrent prominent/fused U wave) and ischaemic changes are among the most common alterations reported; the first being observed not only in diabetic but also in healthy subjects [5].

No matter how ubiquitous it may be, QT lengthening alone is not enough to characterize cardiac changes resulting from a hypoglycaemic episode. Tracing T wave morphological alterations as well might provide extra valuable data [6].

This paper presents a new approach to describe the cardiac outcomes of hypoglycaemia by using a wavelet-based algorithm to extract the fiducial points of ventricular repolarisation in a set of ECG files recorded during an insulin stress test in a postoperative pituitary patient.

Materials and Methods

Data collection

A non-diabetic male, 50 years old, was admitted at the Royal Victoria Infirmary for an insulin stress test (IST). The subject arrived in early morning after fasting overnight, and lay down in a semi-supine resting position. Two cannulas, one in each arm, were inserted in the antecubital vein: one for the insulin infusion, the other for drawing blood samples. The blood was not arterialised. The insulin infusion was at a constant rate of 1U/ml/min.

Electrodes were attached for recording the 12-lead electrocardiogram. ECG was recorded in a custom-built amplifier controlled by a Toshiba laptop. Sampling frequency was 500 Hz, with a 12-bit / 4.8μV resolution. ECG amplifier sensitivity was adjusted to 1V/mV. Data were stored in a set of 15-minute ECG files.

Prior to the insulin infusion, a baseline ECG file was recorded and blood glucose (BG) was measured. ECG was collected continuously during the whole session, during both infusion and recovery periods.

During insulin infusion, blood glucose was measured at 15 and 20 minutes after the beginning of infusion and then every 2 minutes after the subject reported signs of hypoglycaemia (23, 25, 27, 29 minutes).

When glucose levels were lower than 2.0mmol/l the insulin infusion was stopped. The recovery phase lasted for 2 hours, blood samples being drawn at increasingly longer intervals: from less than 5-minute intervals during hypoglycaemia up to a 30-minute gap between measurements in the last hour.

The subject was subsequently shown to have a satisfactory cortisol response to adequate hypoglycaemia, indicating an intact pituitary adrenal axis to stress.

Signal processing

The electrocardiogram files were processed by custom-made software running under MATLAB environment. Pre-processing steps included DC and baseline wandering removal (cut-off frequency = 0.5 Hz; 4th order Butterworth filter) and signal interpolation to a sampling frequency of 1000 Hz. The analysis was carried out on a beat-to-beat basis, one lead at time.

The detection algorithm was based on a continuous wavelet transform (CWT) at scales 2^1, 2^2, 2^3, 2^4, 2^5 and 2^6; and using the first derivative of a Gaussian function as a wavelet prototype.

After calculating the CWT at these scales, all modulus maxima positions were addressed and those not related to the ECG signal were removed. Every main ECG feature was detected at the scales whose frequency limits were more likely to encompass its frequency spectrum (see Table 1).

Table 1: Wavelet scales and their corresponding pseudo-frequencies. The ECG features diagnosed at each scale are also depicted.

Scale	Frequency limits	ECG features
2^1	100Hz	–
2^2	50Hz	–
2^3	25Hz	QRS onset (QT beginning); QRS offset (J point)
2^4	12.5Hz	QRS peak value
2^5	6.25Hz	T wave onset; T wave offset
2^6	3.125Hz	T wave peak value

Due to the irregular time intervals among blood samples, polynomial fitting was used to demonstrate the glucose decay (and subsequent uprising) with time in the insulin stress test (Figure 1).

Results

Despite the fluctuations of the glucose values measured in the recovery phase, time behaviour of blood glucose (during the whole procedure) was considered linear. Some non-linearity was noticed in the terminal part of the infusion, when blood glucose (BG) values were below 2.0mmol/l.

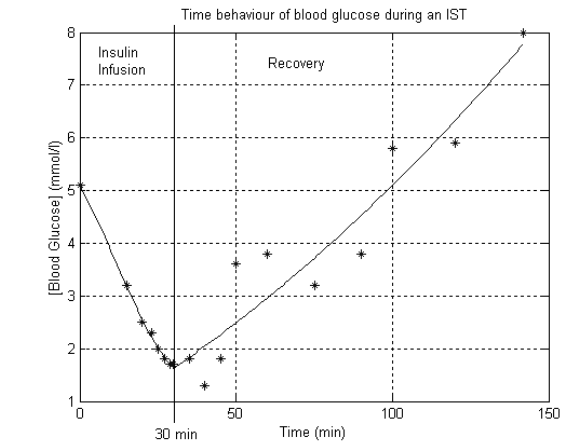


Figure 1: Time behaviour of blood glucose during the insulin stress test. Overall time span was 150 minutes, which are divided into: Infusion phase (first 30 minutes) and Recovery phase (last 120 minutes).

A graphical example of the software output is depicted in Figure 2. The horizontal lines describe T wave duration in each heart beat. Large vertical lines address the time location of QRS onset, QRS offset (J point) and end of T wave. In addition, smaller vertical lines mark the time instant of QRS and T wave peak values – both circled. All time intervals and amplitude calculations were based in these primary values.

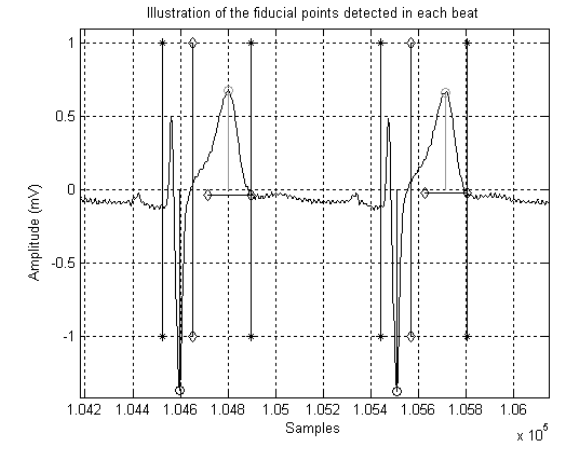


Figure 2: Illustration of the ECG fiducial points automatically detected by the software.

To help understand the changes in cardiac repolarisation during the insulin stress test, a visual inspection is provided in Figure 3. Heart beats from lead V2 recorded at hypoglycaemic and normoglycaemic (during infusion and recovery) stages are plotted at the same time scale, highlighting T wave and QRS changes.

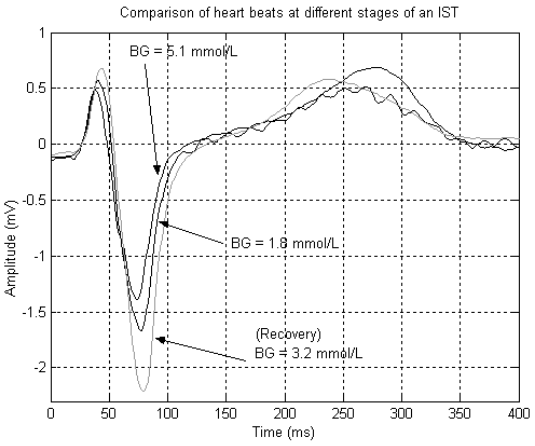


Figure 3: Typical heart beats registered at hypoglycaemic and normoglycaemic (during infusion and recovery) episodes: a beat recorded during recovery (45 minutes after end of infusion, BG = 3.2 mmol/l); a hypoglycaemic beat recorded 1 minute before the insulin infusion ceased (BG = 1.8 mmol/l); a normal beat recorded at the beginning of the IST (BG = 5.1 mmol/l).

More detailed quantitative data about T wave amplitude (also from lead V2) is shown in Figure 4. The top graph depicts T wave peak amplitude progression in time. In the beginning, the amplitude became increasingly smaller with reductions in blood glucose. During recovery, the amplitude was restored to values similar to those at the onset of insulin infusion (BG = 5.1mmol/l).

Tracking the QRS_{peak}:T_{peak} ratio (bottom graph, Figure 4) clearly identified the infusion and recovery phases of the IST. This was basically due to the higher QRS amplitudes registered in the entire recovery step.

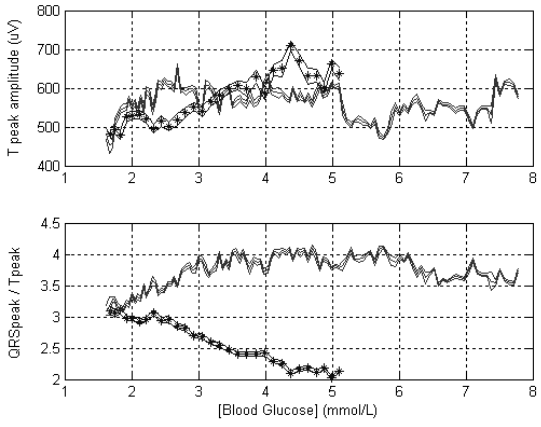


Figure 4: Illustration showing the dynamics of changes in T wave and QRS amplitudes during an insulin stress test. The shorter trace describes data during infusion; the longer one, during recovery.

Table 2: Summary of QT interval and heart rate changes at different glucose concentrations (mean ± 2SE).
[a] Blood glucose top value before infusion was 5.1 mmol/l.

Blood Glucose range (mmol/l)		QT (ms)	HR (beats/min)
< 2.0	Infusion	347 ± 2	85 ± 6
	Recovery	344 ± 2	96 ± 5
2.0 – 3.0	Infusion	351 ± 4	87 ± 10
	Recovery	354 ± 11	104 ± 6
3.0 – 4.0	Infusion	350 ± 2	76 ± 5
	Recovery	355 ± 13	98 ± 8
4.0 – 5.0	Infusion	360 ± 8	76 ± 6
	Recovery	345 ± 7	95 ± 7
5.0 – 6.0	Infusion [a]	366 ± 2	71 ±2
	Recovery	344 ± 5	95 ± 7
> 6.0	Recovery	333 ± 7	99 ± 5

Discussion

Changes in cardiac repolarisation are clearly seen in Figure 3, where beats collected at different times are plotted in the same scale. Although no QT prolongation was observed during hypoglycaemia (also shown in Table 2), there was a recognizable flattening of the T wave concurrent with higher QRS amplitudes.

By the end of recovery T waves were close to their original morphology, but there were remarkable changes in cardiac repolarisation during the transition process (Figure 3). Changing T waves had intermediate amplitudes (between the normal and hypoglycaemic extremes), and our data also showed modifications in wave symmetry. The distal portion of the T wave tended to have the same duration as the initial portion measured from the J point (or was actually longer, if the ST segment was not taken into account), reflecting changes in the cardiac repolarisation as a whole: not only the early repolarisation was faster but also the late repolarisation lasted longer.

Flattened T waves are well observed in the cardiac outcomes of a hypokalaemia episode [1, 3] but the literature lacks a quantitative report of these amplitude changes during hypoglycaemia. To our knowledge this paper is the first to track continuously and quantitatively T wave amplitude before, during and after hypoglycaemia (Figure 4, top graph). Information that is also important is shown at the bottom graph (Figure 4), which plots the ratio between QRS and T peak amplitude values. Recovery and infusion phases were clearly distinguishable even in hypoglycaemia (blood glucose < 2.5 mmol/l), due not only to changes in T wave amplitude but also (and mainly) to the increase of QRS amplitude (also shown in Figure 3).

We believe these cardiac changes are all related to the organism counterregulatory response to hypoglycaemia. Hypoglycaemia is one of the most stressful situations for the body [7], whose reaction is based on release of catecholamines (adrenaline and

noradrenaline), glucagon, cortisol, sympathetic activation and suppression of insulin release by the pancreas.

Adrenaline exerts a huge influence in cardiac repolarisation, increasing heart rate, contractility and promoting potassium flux into the cells [7, 8]. This adrenergic response is believed to be the major factor responsible for the higher heart rate, especially during recovery (Table 2); and the increased QRS amplitude as well. Flattening of the T wave could be explained by the influx of potassium to the cells, a flux that is promoted by both adrenaline and insulin separately [7, 9].

These findings are restricted by the limited subject data of this study as well as the lack of laboratory data. Assessing both potassium and catecholamine content of the blood samples would provide extra and valuable data for analysis.

Conclusion

We reported the changes in the cardiac repolarisation during an insulin stress test and how these modifications were related to the blood glucose levels. Our data correlated well with the hypothesis that hypoglycaemia induces changes in cardiac repolarisation by an activation of the sympatho-adrenal response and influx of potassium into cells.

Despite our study limitations, this paper introduces a novel approach, original in many aspects. Previous works on cardiac changes due to hypoglycaemia usually collected data from glucose clamps [1, 3, 5] or spontaneous hypoglycaemia [6]. An insulin stress test is a third way, more clinically feasible than a clamping procedure and more reliable than a spontaneous episode.

Quantitative analysis of T wave morphology (other than QT intervals) has been reported in papers about exercise-induced heart rate changes [10, 11], but not in studies on hypoglycaemia. In addition, the wavelet approach enhances the ECG processing software capabilities. The custom-made software used in this paper helps to provide a deeper investigation into cardiac repolarisation, addressing automatically problematical points such as the end of QT interval, J point and onset of T wave.

Acknowledgments: E.V.Garcia is a PhD student with a full scholarship from the Brazilian National Council for Scientific and Technological Development. The authors are most grateful to Susan King for help and recording the electrocardiogram files.

References

[1] Parrish A. E., Sugar S. J. N., Fasekas J. F., “A relationship between electrocardiographic changes and hypokalaemia in insulin-induced hypoglycaemia”, Am. Heart Journal 43: 815-820, 1952.

[2] Tattersall R. B., Gill G. V., “Unexplained deaths of type 1 diabetic patients”, Diabetic Med. 8: 49-58, 1991.

[3] Heller S. R., Robinson R. T. C., “Hypoglycaemia and associated hypokalaemia in diabetes”, Diab. Obes. Metab. 2: 75-82, 2000.

[4] McAulay V., Deary I. J., Frier B. M., “Symptoms of hypoglycaemia in people with diabetes”, Diab. Med. 18: 690-705, 2001.

[5] Eckert B., Agardh C. D., “Hypoglycaemia leads to an increased QT interval in normal men”, Clin. Phys. 18(6): 570-575, 1998.

[6] Harris N. D., Ireland R. H., Marques, J. L. B., Hudson S., Davies C., Lee S., Robinson R. T. C., Heller S. R., “Can changes in QT interval be used to predict the onset of hypoglycaemia in type 1 diabetes?”, Comput. Cardiol. 27: 375-378, 2000.

[7] Paramore D. S., Fanelli C. G., Shah S. D., Cryer P. E., “Hypoglycaemia per se stimulates sympathetic neural as well as adrenomedullary activity, but unlike the adrenomedullary response, the forearm sympathetic neural response is not reduced after recent hypoglycaemia”, Diabetes 48: 1429-1436, 1999.

[8] Lee S., Harris N. D., Robinson R. T., Yeoh L., Macdonald I. A., Heller S. R., “Effects of adrenaline and potassium on QTc interval and QT dispersion in man”, Eur. J. of Clin. Invest. 33: 93-98, 2003.

[9] Gastaldelli, A., Emdin M., Conforti F., Camastra S., Ferrannini E., “Insulin prolongs QTc interval in humans”, Am. J. Physiol. 279: R2022-R2025, 2000.

[10] di Bernardo D., Langley P., Murray, A., “Effect of changes in heart rate and in action potential duration on the electrocardiogram T wave shape”, Physiol. Meas. 23: 355-364, 2002.

[11] Langley P., di Bernardo D., Murray A., “Quantification of T wave shape changes following exercise”, PACE 25(8): 1230-1234, 2002.

CORREÇÃO AUTOMÁTICA DAS DENSIDADES DE FUNDO DAS IMAGENS RADIOGRÁFICAS

M. Z. Nascimento*, A. F. Frère* [e] ** e M. A. S. Bissaco**

*Universidade de São Paulo (USP), EESC, Dep. de Engenharia Elétrica, São Carlos, SP, Brasil
**Universidade de Mogi das Cruzes (UMC), NPT, Mogi das Cruzes, SP, Brasil

marzan@sel.eesc.sc.usp.br, annie@umc.br

Abstract: The optical densities that are not due the variations between the anatomical structures, but caused by an intrinsic effect of the acquirement equipment of image, make difficult diagnosis. The present study consist in the development of an algorithm that calculates the distribution of the intensity along the radiation field and from this it corrects all the points of image according to excess or lack of radiation to which they were submitted. The method automatically determines the position of center of the radiation field, calculates the space correlation between the radiographic and simulated images and correct the variations of density of the background of radiographic images.
***Palavras Chaves*: Efeito "heel", Pré-Processamento, Mamografia, Não Uniformidade do Campo.**

Introdução

Uma das maiores dificuldades encontradas quando se realiza a análise dos mamogramas é que as densidades ópticas (DO) no filme não são geradas apenas pela absorção dos tecidos examinados, mas também pela não uniformidade do feixe de raios X. As variações das densidades do feixe de raios X são devidas a um fenômeno intrínsico do sistema de aquisição conhecido como efeito "heel" que provoca variações de 75 a 125% com relação ao centro do campo. Por este motivo, certas regiões do filme recebem mais intensidade do que outras, o que as deixam mais escuras, prejudicando deste modo, o contraste necessário à detecção das pequenas estruturas anatômicas.

As aplicações computacionais desenvolvidas para o sistema de auxílio ao diagnóstico (CAD) que buscam aumentar a quantidade dos detalhes reconhecidos nas radiografias podem estar propensos a erros de detecção e classificação devido a não uniformidade do fundo das imagens. Por isso, antes da aplicação de um sistema CAD, torna-se necessário a utilização de um método que reduza estas variações provocadas pelas particularidades dos sistemas de aquisição. Vários pesquisadores [1, 2, 3 e 4] apresentaram métodos para eliminar essas variações. Entretanto, como o campo de radiação gerado por um anodo inclinado não é isotrópico nem invariante, quando se utiliza métodos que simulam o tubo de raios X, é necessário uma concordância espacial entre a imagem simulada e a imagem a ser corrigida. Nos trabalhos apresentados na literatura para casar o modelo simulado com a imagem radiográfica, a posição da fonte de raios X deve ser determinada experimentalmente para cada caso.

O trabalho que apresentamos permite encontrar o centro do campo de radiação assim como o eixo anodo/catodo do tubo de raios X considerando apenas os dados da imagem radiológica o que é suficiente para determinar a orientação da fonte que a gerou. Portanto, permite a correção automática das variações das densidades provocadas pelas caracteristicas dos sistemas de aquisição de imagem radiográfica. O método desenvolvido foi implementado em ambiente de programação *Delphi*.

Materiais e Métodos

Para determinar automaticamente a correlação espacial de duas imagens radiograficas, inicialmente, localizamos o eixo anodo/catodo do tubo de raios X e posteriormente determinamos a posição precisa do centro do campo de radiação. A distribuição da intensidade do feixe de raios X perpendicularmente ao eixo anodo/catodo, é semelhante a uma gaussiana cujo máximo é situado neste eixo [5]. Portanto, selecionamos uma linha na região *A* do filme (Figura 1) onde normalmente nenhum objeto esta presente e procuramos a similaridade das densidades dos *pixels* dos lados inferior e superior. Realizamos a comparação *pixel* a *pixel* até encontrar os *pixels* S_1 e S_2 que apresentam o maior percentual de semelhança dos seus níveis de cinza. A metade da distância entre os *pixels* semelhantes indica a localização do eixo anodo/catodo na imagem (M_1).

Aplicamos esta análise na linha *B* e determinamos o ponto M_2. A projeção do eixo anodo/catodo na imagem, é a linha que passa pelos pontos M_1 e M_2.

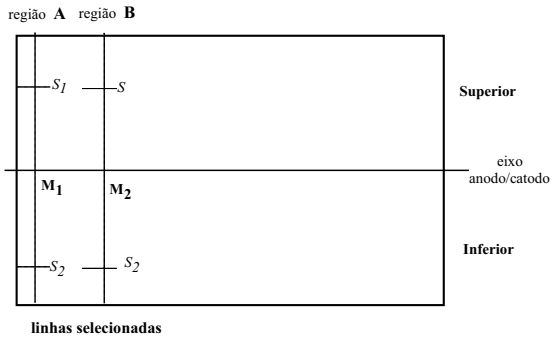


Figura 1 – Localização das regiões *A* e *B* na imagem para determinação do eixo anodo/catodo

Levantamos as coordenadas dos *pixels* do eixo anodo/catodo da imagem radiográfica utilizando uma função *B-spline* para corrigir o ruído. Selecionamos um conjunto de pontos nessa linha e calculamos a curva através de :

$$P(t) = \sum_{i=0}^{n} p_i N_i^k(t) \qquad (1)$$

onde, p_i *(i:=0, ..., n)* são os pontos de controle, *n* número dos pontos do polígono de controle. As funções base N_i^k são definidas pela seguinte forma recursiva de Cox-de Boor [6].

Para localizar o centro do campo de radiação calculamos as intensidades de radiação que chegam na imagem em função das características do sistema radiográfico e geramos uma imagem de fundo simulado [7] onde estão indicados o eixo anodo/catodo e o centro.

Para encontrar a posição do centro do campo comparamos a projeção do eixo anodo/catodo na imagem radiográfica determinada no passo anterior com o eixo simulado. Calculamos os percentuais de variação entre cada ponto do eixo anodo/catodo simulado e o centro do campo determinado na imagem simulada. Realizamos o mesmo processo com a imagem radiográfica calculando os percentuais de variação entre cada ponto da projeção do eixo anodo/catodo e o centro susposto até encontrar percentuais semelhantes aos gerados na simulação. Uma função de correlação estatística *r* [8] foi utilizada para verificar a similaridade entre os 2 conjuntos de dados analisados. Com isso, definimos os pontos de controle entre a simulação e a imagem radiográfica.

Para analisar a correspondência entre os pontos da simulação e os da imagem radiográfica, aplicamos uma função de mapeamento polinomial baseada na técnica de mínimos quadrados. Sobrepomos os pontos de controle e localizamos o centro do campo da imagem radiográfica em relação a simulação.

Após relacionar espacialmente a imagem radiográfica com a imagem simulada efetuamos a correção do efeito "heel". Para isso, calculamos os percentuais da radiação recebida por cada ponto simulado em relação a radiação no centro do campo e os armazenamos numa matriz chamada "imagem fundo". Da mesma forma, calculamos a variação percentual dos níveis de cinza do correspondente espacial de cada *pixel* da imagem radiográfica. Utilizamos as variações do nível de cinza e não do nível de radiação porque trabalhamos na parte da curva H.D. onde a relação exposição x densidade é linear e armazenamos esses valores numa matriz "imagem radiográfica".

Em seguida, corrigimos cada ponto da matriz "imagem radiográfica" em função do percentual do ponto correspondente na matriz "imagem fundo". Obtemos assim uma nova matriz, "imagem corrigida", onde cada ponto registra somente as variações provocadas pela absorção das estruturas radiografadas. Os pontos desta matriz são convertidos em níveis de cinza tomando como referência o valor do *pixel* central.

Resultados

A Figura 1(a), mostra a imagem obtida com o mamógrafo *Senographe 500 T*, expondo 5 discos de alumínio de 10 mm de diâmetro e 1,5 de espessura, bem como a representação da distribuição das densidades ao longo do filme em 3D (Figura 1(b)). As condições de exposição foram de 34 kVp, 160 mA, 1 s. A radiografia de 18 x 24 cm foi digitalizada em 150 dpi de resolução e 8 bits de quantização. O centro do campo de radiação, determinado experimentalmente, foi marcado na imagem através de uma seta para permitir a comparação com a posição determinada computacionalmente. A Tabela 1 apresenta os valores de correlação após o ajuste entre os pontos de controle da simulação e da imagem radiográfica da Figura 1(a).

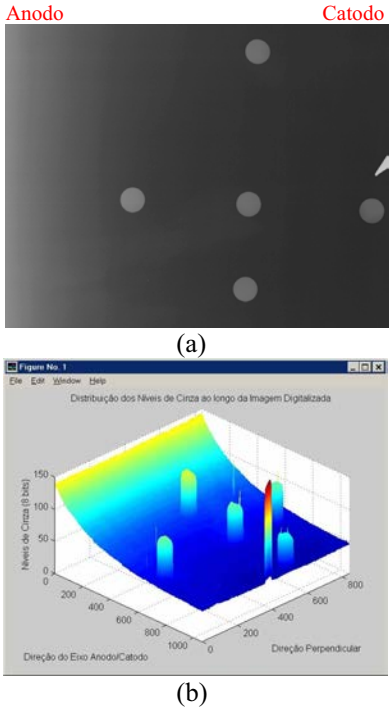


Figura 1: (a) Imagem radiográfica digitalizada obtida com 34 kVp, 160 mA e 1s; (b) Representação 3D da distribuição dos níveis de cinza da Figura 1(a)

Tabela 1: Porcentagem e correlação entre os pontos de controle no eixo simulado e no eixo da imagem radiográfica

Ponto de controle	Correlação	Porcentagem Correlação
1	0,887	89%
2	0,844	84%
3	0,846	85%
4	0,886	89%
5	0,869	87%
6	0,873	87%
7	0,951	95%
8	0,984	98%
9	0,966	97%

A Figura 2 mostra o resultado obtido na localização do eixo anodo/catodo e do centro do campo de radiação. A linha branca indica a posição da projeção do eixo anodo/catodo e a intersecção com a linha perpendicular, indica a posição do centro do campo de radiação, enquanto que a posição determinada experimentalmente esta marcado pela seta branca.

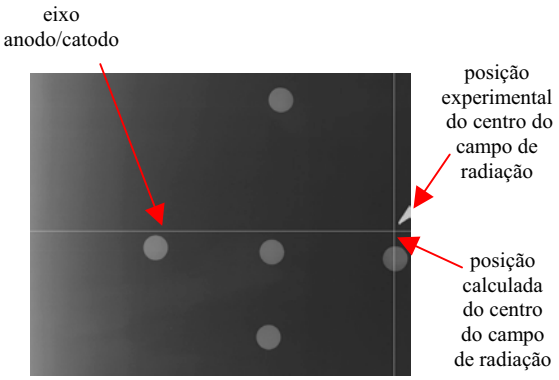


Figura 2: Localização do centro do campo na imagem radiográfica da Figura 1(a)

Modificamos a distância foco/filme do sistema radiográfico para deslocar o centro do campo na imagem. Os centros foram medidos experimentalmente e calculados pelo algoritmo. A Tabela 2 apresenta a localização em *pixels* dos centros medidos e calculados pelo algoritmo, assim como o desvio entre eles. O sinal colocado no valor do desvio indica se a localização do centro calculada esta antes (-) ou após (+) a posição medida.

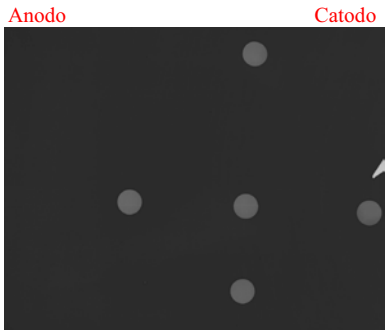
Tabela 2: Localização do centro medido, calculado pelo algoritmo e desvio (em *pixels*)

Distância	Medido		Calculado		Desvio	
foco/filme	X	Y	X	Y	X	Y
40 cm	830	480	810	484	-20	+4
45 cm	1015	420	992	437	-23	+17
50 cm	1024	508	1029	488	+5	-20

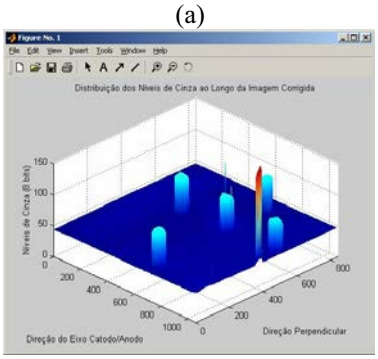
O maior desvio encontrado com a modificação da distância foco/filme para a localização do centro foi de 0,4 cm (23 *pixels*).

Para medir a qualidade do mapeamento da Figura 1(a) em relação a simulação, calculamos a raiz do erro médio quadrático e o erro encontrado foi também de de 0,4 cm.

A Figura 3(a) mostra os resultados obtidos após aplicar o algoritmo para correção do efeito "heel" sobre a imagem original (Figura 1(a)) e a Figura 3(b) apresenta um gráfico em 3D com os níveis de cinza da imagem corrigida.



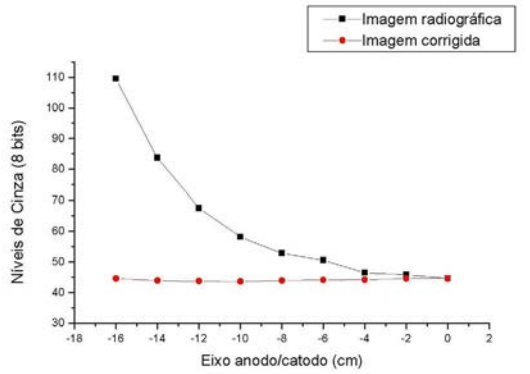
(a)



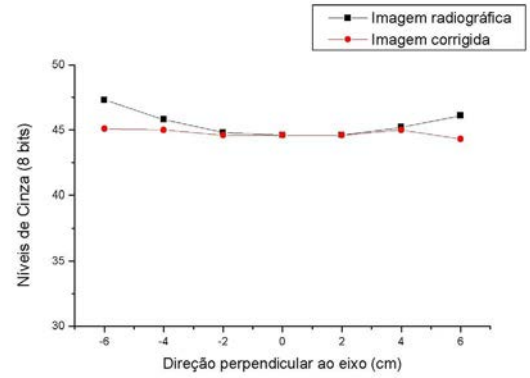
(b)

Figura 3: (a) Imagem obtida após aplicação do algoritmo para correção do efeito "heel"; (b) Gráfico com representação 3D da distribuição dos níveis de cinza da imagem corrigida

Em seguida, empregamos uma análise numérica para mostrar que o método automática permitiu corrigir o fundo de forma desejado. Escolhemos uma linha na direção do eixo anodo/catodo e outra na direção perpendicular e calculamos o valor médio (região 3 x 3 *pixels*) dos níveis de cinza de vários *pixels* dessas linhas. As Figuras 4(a) e 4(b) mostram os gráficos antes e após a correção.



(a)



(b)

Figura 4: Níveis de cinza obtidos antes e após aplicação do método de correção sobre a imagem radiográfica: (a) eixo anodo/catodo, (b) direção perpendicular

Também analisamos a variação do fundo residual e observamos que a imagem radiográfica sem a correção apresentava um desvio padrão de 22,86. Com o algoritmo proposto a imagem passou a ter um desvio padrão de 0,63 e apresentou uma porcentagem de desvio padrão removido de 97,25%.

Conclusão

A correlação espacial entre a imagem radiográfica e a simulada foi encontrada facilmente e com desvio menor de 0,5 cm. O algoritmo localizou automaticamente o centro do campo com um pequeno desvio, devido provavelmente à influência do ruído quântico, da digitalização e do processamento. Porém, a correção da não uniformidade feita pelo método proposto permitiu tanto que os níveis de cinza de todos os *pixels* do fundo da imagem sejam aproximadamente constantes, bem que os objetos apresentem densidades ópticas coerentes com suas absorções especificas melhorando a qualidade das imagem para análise visual como também para pré-processamento nos sistemas CAD.

Agradecimentos

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP, pelo apoio financeiro.

Referências

[1] VIEIRA, M. A. C, SCHIABEL, H., 'Método computacional para projeto de filtros de compensação para uniformização da intensidade do feixe em aparelhos de raios-X médicos', *Anais XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Florianópolis, SC, Brasil, 2003, pp. 985-990, 2000.

[2] PALWLUCZYK, O., YAFFE, M. J., "Field nonuniformity correction for quantitative analysis of digitized mammograms", *Medical Physics*. 28 (4): 438-444, 2001.

[3] BEHIELS, G.; MAES, F.; VANDERMEULEN, D.; SUETENS, P., "Retrospective Correction of the Heel Effect in Hand Radiographs", *Medical Image Analysis*. 6: 183 – 190, 2002.

[4] NASCIMENTO, M. Z., MARQUES, M. A., FRÈRE, A. F., 'Correction of the heel effect in mammographic images using computational simulation', *IFMBE Proceedings – 2nd European Medical & Biological Engineering Conference*, Part. 2, Viena, Austria, 2002, pp. 916-917, 2002.

[5] TERRY, J. A., WAGGNER, R. G., BLOUGH, M. A., "Half-Value and Intensity Variations as a Function of Position in the Radiation Field for Film-Screen Mammography", *Medical Physics*. 26: 259-266, 1999.

[6] BOOR, C. "On Calculing with B-Splines", *J. Approx. Theory*. 6, pp. 50-62, 1972.

[7] NASCIMENTO, M. Z., FRÈRE, A. F., MARQUES, M. A., RODRIGUES, S. C. M., 'Subtraction of images for automatic determination of center of the radiation field', *Proc. 25 th Annual International Conf. of the IEEE Eng. in Medicine and Biology Society*, Cancún, México, 2003, pp. 937-940, 2003.

[8] PRATT, W. K., "Correlation techniques of image registration", *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*. 10: 353-358, 1974.

ELETROMIOGRAFIA QUANTITATIVA DE MÚSCULOS FACIAIS PARA DIAGNÓSTICO DE DISFUNÇÕES TEMPOROMANDIBULARES EM MULHERES

A. S. Alvarez*, L. F. G. Nassri* e C. M. G. de Godoy*

*Universidade de Mogi das Cruzes, Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Mogi das Cruzes, Brasil

alvarez@netmogi.com.br

Abstract: The objective of this work was to obtain a quantitative electromyographic parameter which value could help diagnosing temporomandibular disorders (TMD). The methodology consisted of masseteric and temporal electromyography exams of 43 patients of the University of Mogi das Cruzes Dentistry Clinic (11 men and 16 women with normal occlusion and 16 women with muscle related-TMD). We used a bioelectrical signal amplifier prototype and Ag/AgCl electrodes specially developed for this work. Our results indicate that electromyogram RMS voltage of facial muscles has diagnostic relevance to discriminate normal female patients from TMD female patients.

Palavras Chaves: eletromiografia, quantitativa, diagnóstico e DTM.

Introdução

A eletromiografia consiste do registro da atividade elétrica gerada nos músculos. Uma vez que esta atividade elétrica é o principal agente responsável pelo tônus e pelo disparo da contração muscular, pode-se considerar que seu registro constitui-se importante ferramenta para a análise dos músculos. A eletromiografia é geralmente utilizada para se estudar diferentes grupos musculares, sendo a chamada eletromiografia da face, a mais utilizada na área odontológica.

O sinal eletromiográfico pode ser analisado considerando-se diversos parâmetros intrínsecos ao próprio sinal, tais como o espectro de freqüências, o período de latência, a tensão de pico a pico, entre outros. Um parâmetro bastante utilizado é a tensão RMS do sinal eletromiográfico (V_{RMS}) tendo em vista sua relação com a atividade contrátil muscular. Esta relação se modifica dependendo do tipo de músculo e do tipo de contração muscular [1]. Apesar disto, uma função linear é observada na curva V_{RMS} x Força, levantada para vários músculos dos membros do corpo humano [2] caracterizando a relação linear entre a V_{RMS} e a força desenvolvida por estes músculos.

Uma relação linear entre a V_{RMS} do sinal eletromiográfico e a força de oclusão também é observada nos músculos masséter e temporal, os principais elevadores da mandíbula, em situações de contração muscular isométrica [3], favorecendo o uso da eletromiografia na área odontológica.

Este trabalho teve como objetivo estudar os músculos masséter e temporal anterior, utilizando a eletromiografia de superfície como principal ferramenta para a aquisição de sinais elétricos. Tem-se por tema a análise quantitativa do sinal eletromiográfico desses músculos, tendo como parâmetro o valor de sua tensão RMS, em situação de repouso e de máxima contração isométrica voluntária, na posição de máxima intercuspidação.

Materiais e Métodos

Pacientes: Os exames eletromiográficos foram realizados em 43 pacientes da Clínica Odontológica da Universidade de Mogi das Cruzes (UMC). O grupo de homens foi composto por 11 pacientes, idade média de 20,3 ± 4,1 anos e com oclusão normal. O grupo controle de mulheres foi composto por 16 pacientes, idade média de 19,6 ± 3,2 anos e com oclusão normal. O grupo de mulheres portadoras de Disfunções Temporomandibulares (DTM) foi composto por 16 pacientes, idade média de 28,3 ± 14,2 anos e com diagnóstico de disfunção da articulação temporomandibular de origem muscular. Todos os pacientes foram avaliados por Cirurgiões Dentistas Especialistas em Disfunções Temporomandibulares da Clínica Odontológica da UMC antes dos exames eletromiográficos.

Os exames eletromiográficos foram realizados com os pacientes sentados numa cadeira odontológica, com suas cabeças apoiadas posteriormente e o plano de Frankfurt paralelo ao solo.

O sinal mioelétrico dos músculos masséter e temporal anterior bilaterais foi captado nas condições de repouso e de máxima contração isométrica voluntária na posição de máxima intercuspidação dos dentes (MIC).

Instrumentação: Foram utilizados eletrodos de superfície circulares de Ag/AgCl com 0,5 mm de espessura e raio de 5 mm, confeccionados especificamente para os propósitos deste trabalho . Os eletrodos possuíam hastes perpendiculares (10,5 mm de comprimento e diâmetro de 1mm) às suas bases circulares para fixação dos cabos condutores. Um par de eletrodos foi posicionado em cada um dos músculos,

mais precisamente na região média de seu ventre e paralelamente às fibras musculares. Foi adotada uma distância inter-eletrodos de 20 mm e um eletrodo de referência foi posicionado na região do osso frontal do paciente. Uma camada de gel condutor foi aplicada à superfície dos eletrodos antes de seu posicionamento no paciente.

O sinal mioelétrico de repouso e de máxima contração isométrica voluntária foi captado por um protótipo de amplificador de sinais bioelétricos com seis canais de aquisição, desenvolvido no Núcleo de Pesquisas Tecnológicas da UMC. O registro gráfico do sinal era exibido na tela de um osciloscópio digital (TEKTRONIX TDS 210), enquanto o valor da tensão RMS era apresentado no visor de um multímetro digital (TEKTRONIX DMM916 TRUE RMS), ambos conectados à saída de um dos canais do protótipo (Figura 1).

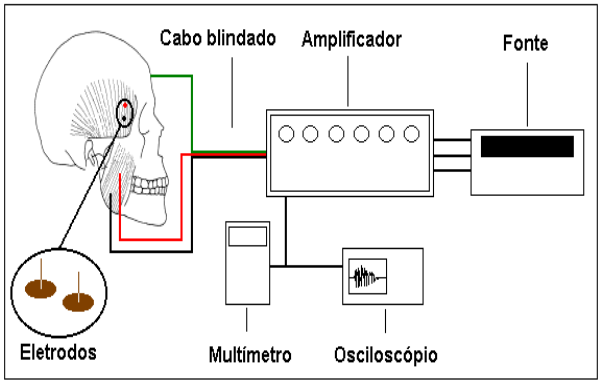


Figura 1. Ilustração dos dispositivos utilizados nos exames eletromiográficos.

Testes em bancada e dos eletrodos de captação: Antes da realização dos exames eletromiográficos dos pacientes da Clínica Odontológica da UMC, foram efetuados alguns testes em bancada com os dispositivos que fizeram parte da instrumentação. Os testes em bancada abrangeram os procedimentos de obtenção da resposta em freqüência do amplificador, da verificação de sua impedância de entrada, da taxa de rejeição do modo comum e da calibração de seus ganhos. Nos testes em bancada foi verificado que o protótipo possui banda passante de 6 Hz a 9 KHz, ganho de mil vezes, impedância de entrada de 10 MΩ e razão de rejeição em modo comum de 48 dB em 150 Hz.

Os resultados obtidos com os eletrodos de Ag/AgCl que desenvolvemos foram qualitativamente comparados com os resultados obtidos com eletrodos de aço inoxidável e eletrodos do tipo Beckman, os quais são utilizados normalmente na eletromiografia de superfície. Nesta comparação, que consistiu da inspeção direta do nível de ruído dos sinais captados pelos diferentes eletrodos, foi constatado que o sinal eletromiográfico obtido pelos eletrodos de Ag/AgCl apresentou tensões RMS com menores variações de amplitude durante a contração isométrica voluntária máxima e menos ruído durante o repouso, em relação aos outros eletrodos.

Medição da tensão RMS de repouso e de máxima contração isométrica voluntária: As medições de repouso e máxima contração isométrica voluntária foram efetuadas três vezes em cada músculo, permitindo-se intervalos de repouso de 75 segundos entre as máximas contrações. Tendo em vista eliminar leituras espúrias devido a ruídos nos registros, uma medição numa dada condição só era validada se esta não exibisse valores discrepantes dos exibidos em outras duas medições obtidas na mesma condição.

Com este procedimento, foram obtidos 15 valores de repouso e 15 de máxima contração isométrica voluntária para cada músculo testado. A média destes valores para cada músculo, numa dada condição, foi considerada como sendo sua tensão RMS naquela condição.

Processamento dos Dados: Para o processamento dos dados obtidos nos exames eletromiográficos, foi utilizado o software de processamento bioestatístico GraphPad Instat (GraphPad Softwares Inc. San Diego, U.S.A). As médias das tensões RMS dos músculos masséter e temporal, esquerdo e direito, dos três grupos de pacientes foram comparadas nas situações de repouso e de máxima contração isométrica voluntária utilizando-se análise de variância (teste de Tukey).

Resultados

A análise estatística mostrou que não houve diferença estatisticamente significativa entre as atividades eletromiográficas de repouso dos grupos de homens e mulheres normais, tanto do músculo masséter como do temporal. O grupo de pacientes composto por mulheres portadoras de DTM, porém, exibiu atividade eletromiográfica de repouso, tanto do masséter quanto do temporal, mais alta em relação às dos grupos de homens e mulheres normais (Figura 2).

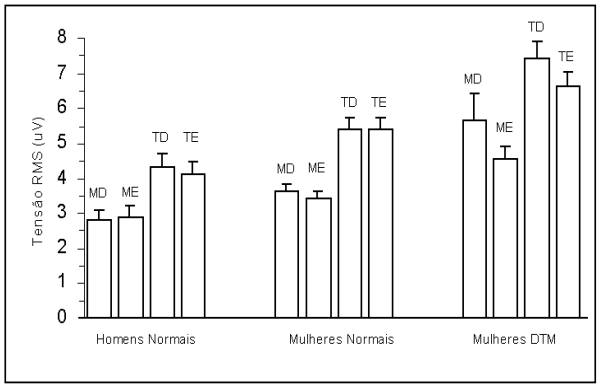


Figura 2. Gráfico ilustrando os valores da tensão eficaz eletromiográfica de repouso dos músculos masséter direito (MD), masséter esquerdo (ME), temporal direito (TD) e temporal esquerdo (TE) (média e erro padrão). (Homens, n= 11, Mulheres, n=16, Mulheres DTM, n= 16).

A análise estatística também mostrou que a atividade eletromiográfica de repouso do músculo temporal anterior dos três grupos, foi mais alta ($P < 0,05$) em relação à do masséter (Figura 2).

Com exceção do músculo masséter do grupo de mulheres com DTM, não houve diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) entre as atividades eletromiográficas de repouso dos músculos do lado esquerdo e direito da face (Figura 2).

Em relação à atividade eletromiográfica de máxima intercuspidação, o grupo de homens exibiu valores massetéricos maiores, quando comparados aos dos grupos de mulheres normais e portadoras de DTM, e o grupo de mulheres com oclusão normal exibiu atividade eletromiográfica mais alta em relação à do grupo de portadoras de DTM (Figura 3).

Em contrapartida, não houve diferença estatisticamente significativa entre as atividades eletromiográficas de máxima intercuspidação do músculo temporal anterior dos três grupos (Figura 3).

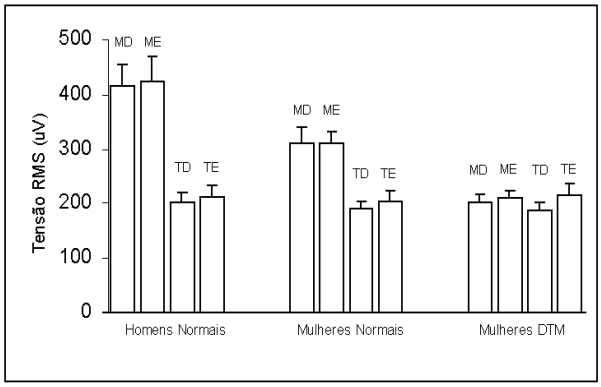


Figura 3: Gráfico ilustrando os valores da tensão eficaz eletromiográfica de máxima contração isométrica voluntária (MIC) dos músculos masséter direito (MD), masséter esquerdo (ME), temporal direito (TD) e temporal esquerdo (TE) (média e erro padrão). (Homens, n= 11, Mulheres, n=16, Mulheres DTM, n= 16).

Discussão

Neste trabalho foi utilizado um sistema de aquisição do sinal eletromiográfico, desenvolvido nos laboratórios da Universidade de Mogi das Cruzes, para quantificar o sinal eletromiográfico dos músculos masséter e temporal. Foi possível verificar que os valores típicos obtidos para a V_{RMS} deste trabalho, ou seja, entre 2,5 e 7 µV no repouso e entre 200 e 450 µV na máxima intercuspidação, não são discrepantes daqueles observados na literatura, nestes mesmos grupos musculares e em condições semelhantes [3].

Apesar de alguns autores relatarem a ausência de atividade elétrica dos músculos masséter e temporal na posição de relaxamento da mandíbula [4][5][6], os resultados deste trabalho demonstram claramente a existência de atividade elétrica mensurável no estado de repouso dos músculos elevadores da mandíbula. Este resultado está em concordância com os resultados de Ferrario et al [7], que examinaram os músculos masséter e temporal eletromiograficamente, com eletrodos de superfície, e observaram que houve uma atividade mínima desses músculos na posição de relaxamento da mandíbula. Sendo assim, mesmo diante de tal controvérsia, os resultados deste trabalho corroboram o conceito clássico do tônus muscular [8], em que os músculos esqueléticos, mesmo em estado de repouso, apresentam atividade elétrica basal.

O presente estudo revelou que o grupo de mulheres com DTM apresentou atividade eletromiográfica de repouso dos músculos masséter e temporal maior em relação à do grupo de mulheres normais e à do grupo de homens normais. Na situação de máxima intercuspidação, a atividade eletromiográfica do músculo masséter do grupo de mulheres com DTM foi menor em relação à das mulheres normais e à dos homens normais. A atividade hipertônica de repouso dos músculos elevadores da mandíbula de portadores DTM e a rapidez com que estes músculos se tornam fadigados após um esforço foram relatadas em pesquisas anteriores [9][10]. Outros estudos demonstraram que indivíduos com DTM apresentaram atividade eletromiográfica dos músculos elevadores da mandíbula diminuída, em condições de máxima contração voluntária, quando comparada à atividade de indivíduos normais [10][11][12][13]. Desta forma, os resultados deste trabalho estão de acordo com os relatos da literatura que se referem à atividade elétrica dos músculos elevadores da mandíbula, em condições normais ou patológicas (DTM).

Todos os grupos exibiram atividade eletromiográfica de repouso do músculo temporal anterior mais elevada em relação à do masséter. Na situação de máxima intercuspidação, a atividade eletromiográfica do temporal era menor em relação à do masséter, exceto no grupo de mulheres com disfunções temporomandibulares. Esta diferença é atribuída ao fato do músculo temporal anterior ser o principal responsável pela estabilização da mandíbula, sendo portanto, mais ativo em relação ao masséter durante o repouso [7]. O músculo masséter, por sua vez, tem ação mais pronunciada durante as contrações isométricas na posição de máxima intercuspidação. Liu et al [10], relataram maior atividade eletromiográfica do músculo temporal na posição de repouso de mandíbula, em relação à do masséter, e maior atividade eletromiográfica do masséter na máxima contração isométrica voluntária na condição de máxima intercuspidação, em relação à do temporal. Assim, de maneira geral, nossos resultados quantitativos estão de acordo com os relatos da literatura.

Conclusões

Tomados juntos, os resultados apresentados neste trabalho sugerem fortemente que:

1. A metodologia adotada neste trabalho para a captação do sinal eletromiográfico foi adequada para a análise quantitativa de músculos da face.

2. A V_{RMS} do sinal eletromiográfico massetérico tem valor diagnóstico quantitativo para discriminar mulheres normais de mulheres portadoras de disfunções temporomandibulares de origem muscular.

Agradecimentos

Agradecemos à FAPESP, ao CNPq e à FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da UMC) pelo auxílio financeiro. Aos professores, alunos e funcionários da Clínica de Odontologia da Universidade de Mogi das Cruzes que contribuíram para o desenvolvimento da parte clínica deste trabalho.

Referências

[1] HAGBERG C., AGERGERG G., HAGBERG M., "Regression Analysis of Electromyographic Activity in Masseter Muscle versus Bite Force", *Scand. J. Dent Res*. 93: 396-402, 1985.

[2] SOLOMONOW M., BARATTA R., ZHOU B.H., SHOJI H., D'AMBROSIA R., "Historical Update and New Development on the EMG – Force Relationship of Skeletal Muscle", *Orthopedics*. 9: 1541-1543, 1986.

[3] WANG K., ARIMA T., ARENDT-NIELSEN, L., SVENSON P., "EMG – Force Relationships are Influenced by Experimental Jaw – Muscle Pain", *J. Oral. Rehab*. 27: 394-402, 2000.

[4] SGOBBI DE FARIA, C.R. and BÉRZIN F., "Electromyographic Study of the Temporal, Masseter and Suprahyod Muscles in the Mandibular Rest Position", *J. Oral. Rehab*. 25: 776-780, 1998.

[5] VITTI M. and BASMAJIAN J., "Muscle of Mastication in Small Children: an Electromyographic Analysis", *Am. J. Ortho.* 68: 412-416, 1975.

[6] RUGH J.D. and DRAGO C.J., "Vertical Dimension: a Study of Clinical Rest Posistion and Jaw Muscle Activity", *J. Pros. Dent*. 45: 670-675, 1981.

[7] FERRARIO V.F., SFORZA, C., MIANI A., D'ADDONA A., BARBINI E., "Electromyographic Activity of Masticatory Muscles in Normal Young People: Statistical Evaluation Reference Values for Clinical Application", *J. Oral. Rehab*. 20: 217-221, 1993.

[8] SHERRINGTON C.S. *The Integrative Action on the Nervous System*, New Haven: Yale University Press, 1906.

[9] BURDETTE B.H. and GALE E.N., "The Effects of Treatment on Masticatory Muscle Activity and Mandibular Posture in Myofascial Pain-Dysfunction Patients", *J. Dent. Res*. 67(8): 1126-1129, 1988.

[10] LIU Z.J., YAMAGATA K., KASAHARA Y., ITO G., "Electromyographic Examination of Jaw Muscles in Relation to Symptoms and Occlusion of Patients with Temporomandibular Joint Disorders", *J. Oral. Rehab*. 26: 33-47, 1999.

[11] SHEIKHOLESLAM A., MÖLLER E., LOUIS I., "Pain, Tenderness and Strength of Human Mandibular Elevators", *Scand. J. Dent. Res*. 88: 60-66, 1980.

[12] SHEIKHOLESLAM A., MÖLLER E., LOUIS I. "Postural and Maximal Activity in Elevators of Mandible Before and After Treatment of Functional Disorders", *Scand. J. Dent. Res.* 90: 37-46, 1982.

[13] KROON G.W. and NAEIJE M., "Electromyographic Evidence of Muscle Fatigue in a Subgroup of Patients with Myogenous Craniomandibular Disorders", *Arch. Oral. Bio*. 37(3): 215-218, 1992.

AMBLIOPIA POSTURAL: CLASSIFICAÇÃO E CÁLCULO DA ÁREA DE OSCILAÇÃO UTILIZANDO ANÁLISE DE COMPONENTES PRINCIPAIS

P. J. G. Da Silva*, A. F. C. Infantosi* e J. Nadal*

*Programa de Engenharia Biomédica/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: guima@peb.ufrj.br

Abstract: This paper aims to study the use of the Romberg's quotient (*RQ*) for distinguishing between normal and amblyopic subjects. The elliptical sway area of the center of pressure of the human body in the upright posture was calculated by Principal Components Analysis and compared with different Linear Regression (LR) methods. A group of 144 adults underwent two sets of typical orthostatic posture trials: eyes opened and closed. The threshold for classification was taken as the intercept of the Gaussian curves fitted to the *RQ* distributions for the two population samples. The results indicate that the LR approach, in which anterior-posterior sway is taken as dependent of the medio-lateral one, is not reliable for estimating *RQ*.

Palavras-chave: Análise de componentes principais, Ambliopia postural, Área de oscilação do centro de pressão, Estabilometria, Quociente de Romberg.

Introdução

Ambliopia é uma disfunção visual associada à diminuição da acuidade, à instabilidade temporária e à distorção espacial da visão, resultando em vários déficits visuais. A diminuição da eficiência em calcular distâncias e dimensões de objetos são características que causam a inabilidade dos amblíopes em manter a posição e orientação corporal [1,2]. Apesar do reconhecimento da existência da ambliopia, os mecanismos que delineiam tal déficit ainda não estão esclarecidos [1].

O controle postural, medido pelas oscilações espaciais, pode estar alterado em diversas condições patológicas da função vestibular, visão, audição ou propriocepção muscular e articular [3]. As informações visuais influenciam o controle postural e a não detecção de movimento do ambiente pode proporcionar o deslocamento da imagem na retina, o qual, ao ser atribuído ao movimento corporal, conduz a uma correção postural errônea [4].

O conhecimento de que a oscilação do corpo é maior com os olhos fechados do que com estes abertos, durante a postura bípede, demonstra a importância da informação visual na manutenção da postura. Experimentos usando planos inclinados, nos quais a informação visual é enganadora, indicam indução à perda da condição de estabilidade [3]. Estudos que buscam identificar as possíveis interferências do sistema visual no controle postural, utilizando a relação entre a área de oscilação com olhos fechados e abertos, têm sido realizados há varias décadas [5,6]. Entretanto, a discussão se estende, quando a integridade da visão é acompanhada por distúrbios posturais, sem alterações das demais informações sensoriais, caracterizando a ambliopia postural.

A classificação em amblíopes posturais e normais baseia-se no quociente de Romberg (*QR*), que avalia a utilização da visão no controle postural [7,8]. Este parâmetro é calculado a partir da área da elipse no plano *x-y*, usualmente determinada pelo método da regressão linear (MRL).

O presente trabalho tem como objetivo estudar o emprego do *QR* para a distinção entre indivíduos amblíopes posturais e normais. Este quociente será calculado a partir da estimação da área de oscilação utilizando-se Análise de Componentes Principais (ACP) e duas alternativas de regressão linear.

Materiais e Métodos

A casuística deste estudo é constituída de 144 indivíduos saudáveis, sendo 84 homens e 60 mulheres, com idade entre 18 e 40 anos e estatura e massa médias de 166,3 cm e 69,19 kg, respectivamente. A *Anamnese* foi realizada para obter informações dos indivíduos sobre cefaléia, indisposição, vertigem, fadiga visual, utilização de óculos ou lentes de contato corretivas, tempo de utilização das lentes e óculos, última modificação das lentes, entre outras. Com base neste exame, adotou-se para esta casuística, aqueles indivíduos que não apresentavam os sinais/sintomas listados anteriormente, exceto aqueles que usaram lentes de contato corretivas ou óculos no ato do experimento.

Os exames foram realizados sob as mesmas condições ambientais, com pés descalços, base de apoio com calcanhares afastados em dois centímetros, braços ao longo do corpo e olhar voltado para o horizonte. Primeiramente, efetuou-se a coleta de dados com os olhos abertos e, posteriormente, com olhos fechados, ambas por 30 segundos.

As oscilações do deslocamento do centro de pressão (CP) foram medidas através de um sistema composto por uma plataforma de força portátil, condicionador de sinais Lynx (modelo MCS 1000, 16 canais, ganho 600, configurado por *hardware*), placa de aquisição CAD 1232 (16 canais e 12 bits) e um PC. A plataforma de

força (Figura 1) é constituída por três células de carga, modelo MS50 (Excel Sensores), com capacidade para sustentar até 150 kg. O sinal de cada célula de carga foi amostrado a uma freqüência de 50 Hz, usando-se previamente um filtro *anti-aliasing* com freqüência de corte de 20 Hz.

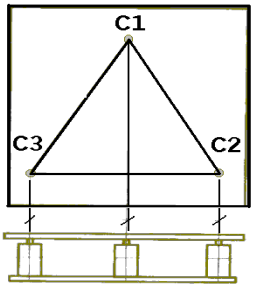


Figura 1: Plataforma de força mostrando a disposição das células de carga (C1, C2 e C3) formando um triângulo eqüilátero sobre uma base de 0,16 m^2 (400 × 400 mm).

O deslocamento do CP no plano (*x*,*y*), denotado por *d*(*k*), foi calculado usando-se a disposição das células de carga. No eixo médio-lateral (*x*(*k*)), em um dado instante de tempo *k*, tem-se:

$$x(k) = B\,[S_3(k) - S_2(k)] \,/\, S(k) \qquad (1)$$

e no eixo ântero-posterior (*y*(*k*)):

$$y(k) = B\,\{S_1(k) - [S_2(k) + S_3(k)]\} \,/\, S(k), \qquad (2)$$

onde $B = 150$ é a mediatriz do triângulo formado pela disposição das celulas de carga (Figura 1), $S_1(k)$, $S_2(k)$ e $S_3(k)$ referem-se aos valores medidos no instante *k* pelas células de carga, C1, C2 e C3, respectivamente, e

$$S(k) = \sum_{i=1}^{3} S_i(k)\,.$$

Utilizando-se o plano bidimensional de deslocamentos médio-lateral *x*(*k*) e ântero-posterior *y*(*k*) de CP, calcularam-se as áreas de oscilação para os voluntários no protocolo de olhos fechados (A_{of}) e de olhos abertos (A_{oa}), tendo como base a elipse que considera a dispersão da oscilação, $\sigma_{x(k)}$ e $\sigma_{y(k)}$ (desvios padrão de *x*(*k*) e *y*(*k*), respectivamente) e seus valores médios $\overline{x(k)}$ e $\overline{y(k)}$. O quociente de Romberg (*QR*) foi então calculado como a relação entre estas áreas:

$$QR = (A_{of} \,/\, A_{oa}) \times 100. \qquad (3)$$

As áreas de oscilação foram calculadas de três modos distintos. Primeiramente, por meio do MRL deteminou-se a reta de regressão de *x*(*k*) em relação a *y*(*k*), a partir da qual construiu-se uma elipse de eixos dados por $2\sigma_{x(k)}$ e $2\sigma_{y(k)}$, centrada em $\overline{x(k)}$, $\overline{y(k)}$. O segundo método utiliza procedimento similar, porém, se $\sigma_{x(k)} < \sigma_{y(k)}$, a regressão é de *y*(*k*) em relação a *x*(*k*). Neste caso, a técnica será denotada por MRL σ_x - σ_y. Para o terceiro método, aplicou-se ACP às coordenadas dos pontos, tendo-se definido a direção do eixo principal da elipse a partir do primeiro autovetor da matriz de covariância:

$$R = \begin{bmatrix} \sigma^2_{x(k),\,x(k)} & \sigma^2_{x(k),\,y(k)} \\ \sigma^2_{y(k),\,x(k)} & \sigma^2_{y(k),\,y(k)} \end{bmatrix} \qquad (4)$$

onde $\sigma^2_{i,j}$ é a covariância de *i* com *j*. Para o eixo menor, utilizou-se o segundo autovetor, o qual é ortogonal ao eixo maior.

O histograma de *QR*, obtido pela aplicação de cada um dos três métodos, foi então construído.Tomando-se *QR* = 112 (limite inferior do valor de *QR* para sujeitos normais, conforme [8]), subdividiu-se esta distribuição em dois grupos distintos. Com base neste critério, foram ajustadas à distribuição duas Gaussianas, sendo que para a primeira utilizaram-se a média e o desvio padrão para os valores de *QR* inferiores a 112 e, para a segunda, esta mesma estatística, porém para valores superiores. Para o segundo ajuste, foram desprezados os valores de *QR* superiores a 300, considerados discrepantes. O valor de *QR* na intersecção das Gaussianas foi utilizado como separador entre as classes. Para verificar se os histogramas resultantes da separação seguiam distribuições normais, utilizou-se o teste Anderson-Darling, com $\alpha = 0{,}05$. As distribuições obtidas com os três métodos foram testadas utilizando-se *Wilcoxon Signed Rank Test* para amostras pareadas, com $\alpha = 0{,}05$.

Resultados

Como ilustrado para um dos voluntários, a elipse resultante utilizando-se a ACP (Figura 2a) apresenta mesma morfologia que aquela obtida via MRL com $\sigma_{x(k)} < \sigma_{y(k)}$ (Figura 2b), com eixo principal de 4,96 mm e eixo menor de 1,41 mm. Embora estas elipses tenham a mesma área (22,00 mm^2) e o ângulo de inclinação difira ligeiramente (79° para ACP e 81° para MRL com $\sigma_{x(k)} < \sigma_{y(k)}$), a morfologia é mais achatada e menos alongada que a elipse obtida via MRL de *x*-*y* (Figura 2c), que tem área de 34,44 mm^2 e ângulo de inclinação de 34,4°. Para um outro voluntário com evolução distinta de CP, a elipse obtida usando-se a ACP (Figura 2d) apresenta morfologia um pouco mais alongada que a via MRL com $\sigma_{x(k)} < \sigma_{y(k)}$ (Figura 2e). Para estas, a área resultante é bastante próxima, ACP de 56,90 mm^2 e MRL $\sigma_{x(k)} < \sigma_{y(k)}$ de 57,57 mm^2, valores entretanto inferiores em cerca de 20% da área obtida (68,36 mm^2) via MRL de *x*-*y* (Figura 2f).

Os histogramas de *QR* (Figura 3), para o conjunto de sujeitos em estudo (144), mostram morfologia bimodal somente para ACP e para MRL σ_x - σ_y. As Gaussianas ajustadas às distribuições de *QR* foram consideradas como as de melhor ajuste com base no teste de Anderson-Darling, o qual mostrou que todos os ajustes são adequados ($p < 0{,}05$). As duas Gaussianas de cada histograma evidenciam uma região de superposição contendo indivíduos que poderiam ser classificados como amblíopes ou normais (Tabela 1).

Para a ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$, os valores limítrofes de *QR* são os mesmos e o número de sujeitos bastante próximo. Entretanto, para a MRL de *x-y*, o valor limítrofe inferior de *QR* é bem menor, resultando em um maior número de sujeitos na região de superposição.

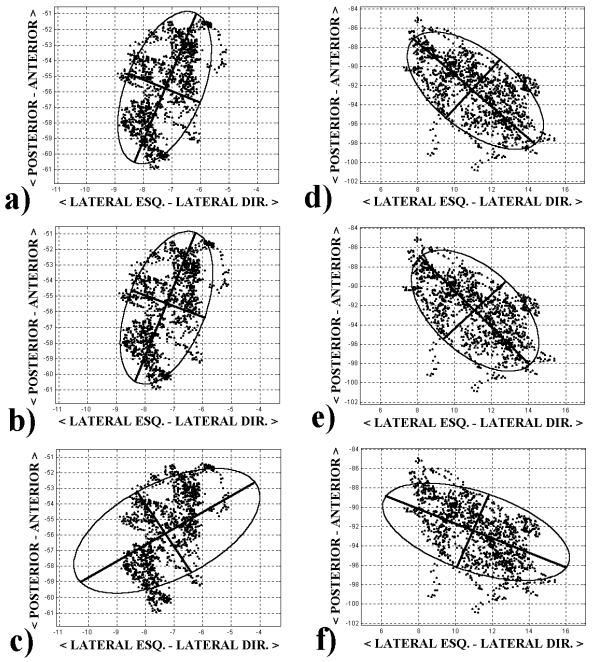


Figura 2: Elipse do deslocamento de CP. Voluntário #1 (olhos abertos): a) ACP, b) MRL com $\sigma_{x(k)} < \sigma_{y(k)}$, c) MRL de *x-y*. Voluntário #2 (olhos fechados): d) ACP, e) MRL $\sigma_{x(k)} < \sigma_{y(k)}$, f) MRL de *x-y*.

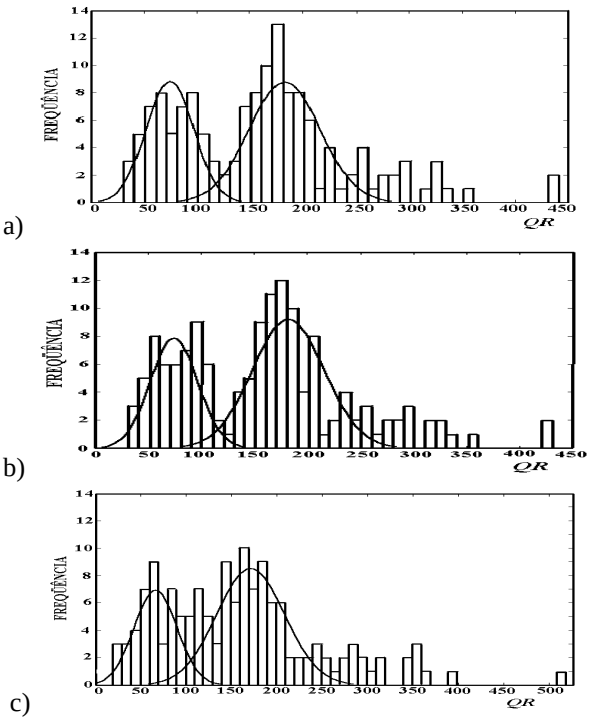


Figura 3: Histograma de *QR* a) ACP, b) MRL $\sigma_x - \sigma_y$, c) MRL de *x-y*.

O valor de *QR* no ponto de intersecção das Gaussianas de ACP (118) é bastante próximo daquele obtido com MRL $\sigma_x - \sigma_y$ (116) e superior ao com MRL de *x-y* (105). Logo, a classificação obtida com ACP é próxima daquela com MRL $\sigma_x - \sigma_y$, porém razoalvelmente distinta da obtida com MRL de *x-y* (Tabela 2). Como resultado têm-se valor médio e dispersão de *QR* quase idênticos para ambas as classes, tanto com ACP, quanto com MRL $\sigma_x - \sigma_y$, porém para a MRL de *x-y* o valor médio de *QR* diminui em até 15% para os amblíopes.

Tabela 1: Número de sujeitos (N-sujeitos) na região de superposição das Gaussianas (L-*QR*) para os três métodos.

MÉTODO	**ACP**	**MRL**	
		$\sigma_x - \sigma_y$	*x-y*
L-*QR*	80 – 140	80 - 140	60 - 140
N-sujeitos	28	30	44

O teste de Wilcoxon aplicado às distribuições de *QR* indicou que a hipótese nula de igualdade das medianas para as técnicas ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$ pode ser aceita com p = 0,098. Entretanto, para as distribuições obtidas com as técnicas ACP e MRL de *x-y*, resultou em p = 0,047, rejeitando-se assim a hipótese de igualdade de medianas.

Tabela 2: Classificação dos Grupos (G) Normal (N) e Ambliopia Postural (AP) com base em *QR* determinado por ACP e MRL.

G	**Quantidade**			***QR* médio**		
	ACP	**MRL**		**ACP**	**MRL**	
		$\sigma_x - \sigma_y$	*x-y*		$\sigma_x - \sigma_y$	*x-y*
N	93	94	101	206,6 ± 63,5	205,0 ± 63,8	198,4 ± 74,8
AP	51	50	43	75,6 ± 23,0	74,5 ± 22,3	64,8 ± 22,7

Discussão

No estudo da estabilometria, os parâmetros posturais mais estudados são: deslocamento ântero-posterior e médio-lateral de CP, amplitude média da oscilação, comprimento da trajetória da oscilação, freqüência média, área de oscilação de CP, *QR* e quociente plantar para os exames com olhos abertos e com olhos fechados [7-9].

A área de oscilação de CP, superfície da elipse de confiança que contém 90% das posições amostradas do centro de pressão, tem sido considerada a medida mais rigorosa da dispersão dessas posições [9]. Tal parâmetro tem sido o mais utilizado na estabilometria clínica e experimental, por permitir a avaliação do funcionamento da estratégia do controle postural [7].

A elipse estimada com base na ACP está em conformidade com [10] e evidencia a diferença no ângulo de inclinação, bem como na área da mesma, com relação ao MRL de *x-y* (Figura 2). O emprego da ACP é mais apropriado para o deslocamento do CP por basear-se na determinação da direção da máxima variância no plano *x-y*, tratando as duas direções de deslocamento como variáveis independentes. Conforme [10], a diferença entre os resultados obtidos com ACP e MRL de *x-y* é maior quando o ângulo de inclinação aproxima-se de 90º. No caso de inclinações próximas a 0 e 180º, a diferença seria maior com relação ao MRL de *y-x*, justificando o critério alternativo aqui adotado para o MRL $\sigma_x - \sigma_y$. Neste método, a comparação entre $\sigma_{x(k)}$ e $\sigma_{y(k)}$ permite tomar como variável dependente aquela com maior dispersão, produzindo resultados mais próximos àqueles obtidos via ACP.

A adoção do ponto de intersecção das Gaussianas como separador para a classificação dos sujeitos com base no *QR* constitui um critério ótimo em termos de desempenho. Os valores obtidos diferem do limiar (112) utilizado por [7,8], onde considerou-se apenas a dispersão da distribuição de sujeitos normais, com área calculada via MRL de *x-y*, o que conduz a erros de estimação do *QR*. Os valores médios obtidos para o *QR* dos normais é cerca de 20% inferior àquele apontado em [8]. Tais diferenças justificam-se também pelo emprego de uma amostra populacional distinta e pelo método de ajuste das Gaussianas, com exclusão de valores extremos.

Embora o método ACP seja adequado à estimação da área, a comparação estatistica dos histogramas de *QR* para os três métodos demonstrou que o MRL $\sigma_x - \sigma_y$ pode também ser empregado. Por outro lado, o erro gerado pelo MRL de *x-y* afetou o cálculo do *QR*, cuja distribuição mostrou-se diferente das demais, conforme o teste de Wilcoxon ($\alpha = 0,05$).

A opção por métodos mais robustos para a estimação da área, e conseqüentemente do *QR*, não confere, entretanto, um aumento relevante na eficácia do diagnóstico da ambliopia postural. A adoção de um único parâmetro, estimado a partir de um único teste estabilométrico, pode induzir classificações errôneas, particularmente porque o equilíbrio postural pode ser mantido sob diferentes estratégias de distribuição de peso no apoio bipodal [11]. Segundo Chiari *et al.* [11], resultados mais consistentes devem basear-se em testes repetidos e utilizando diferentes estratégias de apoio. Adicionalmente, outras variáveis que traduzam o efeito da realimentação visual no controle do equilíbrio devem ser investigadas, bem como a submissão dos sujeitos do estudo a outros exames que permitam comprovar o comprometimento do sistema visual.

Tendo em vista que o *QR* é obtido pela razão entre duas áreas, variáveis de distribuição χ^2, uma extensão deste estudo deveria considerar o ajuste dos histogramas bimodais a outras distribuições, tais como a Fisher e a Log-normal, as quais permitiriam a inclusão dos valores mais elevados de *QR*, sem afetar a estimativa dos momentos centrais.

Conclusão

Os métodos ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$ proporcionam uma melhor base de cálculo para o *QR* do que a regressão linear *x-y*, contribuindo para a classificação do distúrbio postural por ambliopia, a qual deve basear-se no ponto de intersecção entre as Gaussianas ajustadas à distribuição bimodal.

Referências

[1] FAHLE, M., BACHMANN, G., "Better performance through amblyopic than through normal eyes", *Vision Res*. 36(**13**):1939-44, 1996.

[2] LEVI, D.M., KLEIN, S.A., "Noise provides some new signals about the special vision of amblíopes", *J. Neurosci*. 23(**7**):2522-26, 2003.

[3] WEERDT, W.DE, SPAEPEN, A., "Equilibrium", In: Durward, B.R., Baer, G.D., Rowe, P.J., (Ed): *Functional Human Movement: Measurement and Analysis*, Edinburg: Butterworth-Heinemann, pp. 203-18, 2001.

[4] BRADLEY, N.S., *Introduction to postural control*, Los Angeles: Department of Biokinesiology & Physical Therapy, *PT529*, 2002.

[5] OIDA, Y., WATANABE, S., TAKABAYASHI, A., "Dynamic properties of body oscillation with visual tracking movement on upright posture", *Gait & Posture*, 3:221-6, 1995.

[6] HUNTER, M.C., HOFFMAN, M.A., "Postural control: visual and cognitive manipulations", *Gait & Posture*, 13:41-8, 2001.

[7] MARUCCHI, C., WEBER B., GAGEY, P.M., CAMPINCHI, R., ZAMFIRESCO, F., "Maturation and evolution of Romberg's quotient: Influence of abnormal oculomotor equilibrium", In: Amblard, B., Berthoz, A., Clarac, F. (Ed), *Posture and gait: Development, Adaptation and Evolution*, Amsterdam: Elsevier, pp. 85-92, 1989.

[8] GAGEY, P. M. E WEBER, B., *Posturologia: regulação e distúrbios da posição ortostática*, São Paulo: Manole, 2000.

[9] TAKAGI, A., FUJIMURA, E., SUEHIRO, S., "A new method of statokinesigram area measurement. Application of a statistically calculated ellipse", In: Igarashi, M., Black, F. O. (Ed), *Vestibular and Visual Control of Posture and Locomotor Equilibrium*, Basel: Karger, pp. 74-9, 1985.

[10] OLIVEIRA, L.F., SIMPSON, D.M., NADAL, J., "Calculation of area stabilometric signals using principal component analysis". *Physiol. Meas.* 17:305-12, 1996.

[11] CHIARI, L., CROCE, U.DELLA, CAPPOZZO, A., CAPPELLO, A., 'Intra-subject repeatability of posturographic parameters', *11th Conf. of the ESB*, Toulouse, pp. 87 1998.

ESTAÇÕES DE TRABALHO VIABILIZANDO A INCLUSÃO PROFISSIONAL DE TETRAPLÉGICOS

A. S. Pereira, A. P. Silva, T. A. Scardovelli, A. F. Frère

Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brasil

e-mail: andsp2000@ig.com.br

Abstract: Devices have been developed to help tetraplegics to perform some professional activities adapted to their capabilities. After analyses of activities in the market, which required one smaller number of adaptations to be performed for tetraplegics, it were selected the photo studio, print shop, and fast food store as the most appropriate places for tetraplegics to work. Consequently, workstations have been adapted to allow the individuals the access to these activities. Non-tetraplegic and two tetraplegics volunteers successfully tested the devices. The workstations were able to create a practical and easier place to perform the selected activities, without demanding great effort by the user.

***Palavras Chaves*: professional rehabilitation, ergonomics, computerized work and tetraplegics, man-computer interface.**

Introdução

Atualmente, fala-se muito em responsabilidade social e inclusão profissional. A Constituição Federal de 1998 obriga as empresas com mais de cem funcionários a contratarem portadores de deficiência, sob pena de multa, numa proporção de dois a cinco por cento, dependendo do número de funcionários [1]. Muitas empresas, além de cumprirem a Lei, estão preocupadas com a imagem social e com a importância dessa imagem para seus consumidores. Por isso esforçam-se em contratar portadores de deficiência, mas acabam contratando aqueles com deficiências leves por não existir no mercado, dispositivos de acessibilidade para deficiências mais graves como no caso dos tetraplégicos, que possuem comprometimento de movimentos de membros superiores e inferiores.

Sendo assim, pudemos verificar a necessidade da criação de tais dispositivos que permitam a verdadeira inclusão profissional. Para tanto, foram desenvolvidas estações de trabalho adaptadas ergonomicamente para tetraplégicos com diferentes níveis de lesão. São elas: Estúdio fotográfico, Gráfica Rápida e Caixa Expresso para lanchonete, com o objetivo de promover uma inclusão profissional e reintegração social.

Materiais e Métodos

Foram verificados entre as diversas profissões quais permitam que o indivíduo fique sentado e não necessite de demasiada habilidade manual. Existem muitas oportunidades, tais como professor, telefonista, atendente de telemarketing, fotógrafo, atendente de caixa, serigrafista, mas para esta pesquisa selecionamos as seguintes estações de trabalho: Estúdio Fotográfico, Gráfica Rápida e Caixa Expresso para Lanchonetes.

Foram estabelecidas categorias de usuários em função de seus movimentos preservados para determinar os periféricos necessários. Para tanto, realizamos uma avaliação física do portador de deficiência para verificar quais são os movimentos preservados e a funcionalidade desses.

Foram desenvolvidos adaptadores e programas para adequar as profissões de fotógrafo, operador de gráfica rápida e operador de caixa expresso de lanchonete aos movimentos preservados de cada categoria de usuários.

Foram selecionados métodos que permitem avaliar se as adaptações operacionais desenvolvidas para o acionamento dos dispositivos e dos programas são ergonomicamente adequadas.

Para os tetraplégicos com movimentos preservados somente de cabeça, pescoço e elevação do ombro, desenvolvemos um capacete com sensores magnéticos que permitem acionar um sistema de engrenagens que movimenta uma câmera fotográfica. O capacete também é usado como emulador de mouse para acessar o computador e realizar funções como digitalização e edição de imagens, impressão entre outras. Para os usuários que possuem alguns movimentos de membros superiores preservados, os sensores são dispostos nos membros superiores e fixados com faixas de velcro.

O protótipo para estúdio fotográfico é formado por um sistema mecânico composto de uma base de compensado de madeira, caixas de engrenagens redutoras, motores de passo e circuitos eletrônicos para o acionamento desses motores, movimentando assim, a câmera no sentido vertical e horizontal.

A gráfica rápida é composta por um scanner, um software desenvolvido em ambiente Visual Basic 6.0, além do capacete ou sistemas de sensores magnéticos, computador e impressora.

Para o caixa expresso, foi desenvolvido um software em ambiente de programação Delphi, baseada em formulários e orientada a objeto, o que possibilitou a criação de uma interface amigável de interação com o usuário.

Para cada janela elaborada, o Delphi associa dois arquivos com as extensões “dfm” (“Delphi Form File”) e “.pas” (“Delphi Pascal Unit”). No primeiro, são guardadas as informações a respeito dos componentes visuais e suas propriedades. No segundo, são implementadas as linhas relativas às variáveis de escopo globais ou públicas (que serão utilizadas por mais de um algoritmo em uma ou mais “Delphi Pascal Unit”) assim como os cálculos necessários.Este software permite que todos os itens do cardápio da lanchonete se apresentem na tela e também permite uma conexão com o caixa ao lado para pagamento e com a cozinha.



Figura 06– Tela principal

Este programa apresenta uma tela principal, que exibe as categorias de alimentos disponíveis (Fig. 06) e cada uma das categorias abre outra tela com as opções existentes, como a galeria de sanduíches da figura 07 e a galeria das bebidas da figura 08, que podem ser selecionadas e adicionadas ao pedido.



Figura 07 – Galeria de sanduíches



Figura 08 – Galeria de Bebidas.



Figura 09 – Pedido Final

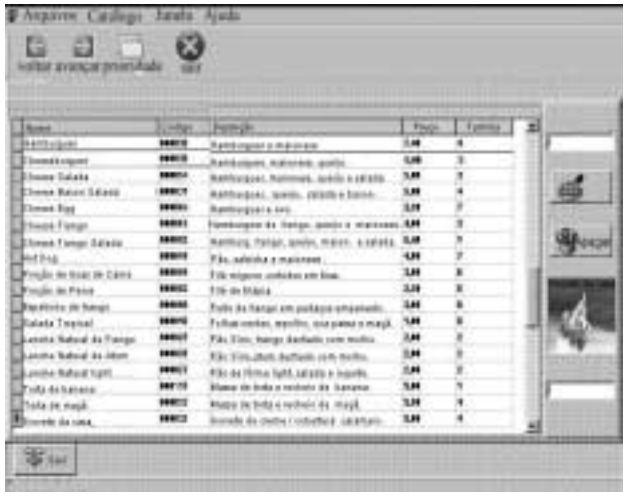


Figura 10 – Tabela de preços e itens.

O programa apresenta também uma tela que mostra o pedido final e o preço (Fig.09) e uma tabela que

permite a inclusão ou exclusão de itens e preços (Fig.10) [2].

Resultados

Os testes dos periféricos e das estações de trabalho foram realizados primeiramente com dez voluntários não portadores de tetraplegia que acharam o sistema prático e de fácil aplicabilidade. Após receberem as instruções de uso, todos conseguiram controlar os movimentos da câmera e do cursor do computador e acionar todas as funções, após um tempo médio de treino de quinze minutos.

No estúdio fotográfico os voluntários realizaram algumas fotos (fig. 13) utilizando o programa de captura por controle remoto, da própria câmera, que permite a regulagem do foco, zoom e disparo com visualização no monitor. Todos conseguiram sem dificuldades editar e imprimir as fotos utilizando apenas os movimentos de cabeça para movimentar a câmera e o cursor do computador.



Figura 11 -Visão geral do Estúdio fotográfico.



Figura 12 - Visão Geral da Gráfica Rápida

A gráfica rápida (Fig.12) foi acionada pelos voluntários através da utilização do capacete que emula o mouse e permite a edição de imagens. O tamanho aumentado dos ícones dos programas normais de edição facilitou o acionamento realizado apenas pelos movimentos da cabeça. A maioria dos voluntários não relatou qualquer dificuldade após o período de treino.

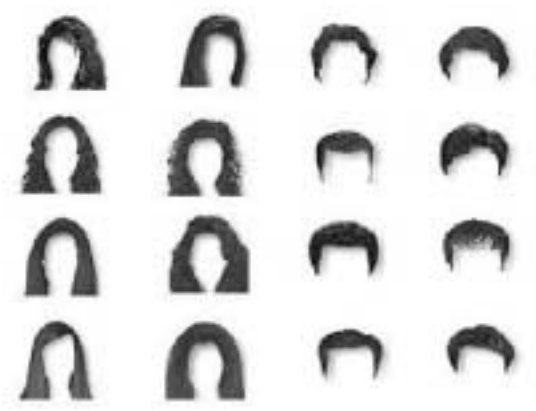


Figura 13 – Galeria de cabelos para edição de fotos.





Figuras 14 e 15 – Andrea antes e após a edição.

Para a mudança de visual, utilizamos o software comercial exemplificado na figura 13, que permite mudar o corte e penteado do cabelo, além de algumas outras alterações.

Os voluntários testaram a função de Caixa Expresso para lanchonetes, utilizando o software específico com ícones grandes, facilmente clicáveis com os movimentos da cabeça.

Os testes também foram realizados por dois tetraplégicos, que após um período médio de 20 minutos passaram a dominar os movimentos do capacete e gradativamente, após adaptação foi aumentando a velocidade de acionamento com os periféricos.

Para a realização das tarefas descritas, foram feitas adaptações ergonômicas às estações de trabalho. Os tetraplégicos ficaram sentados em suas cadeira de rodas, com encosto cervical, inclinada a 110º para evitar o risco de escorregar para frente. O monitor foi ajustado a uma distância de 50 a 75 centímetros dos olhos do usuário, com uma inclinação de –30º a 50º no plano horizontal e numa altura que permitiu um ângulo de visão confortável que variou entre 5 º acima e 30º abaixo do plano horizontal. Para isto, utilizou-se calços sob o monitor. Os antebraços ficaram apoiados sobre a mesa, de modo que formassem um ângulo de flexão de

cotovelo entre 80º a 110º, mantendo o punho neutro [3, 4]. Os movimentos usados para acionar os sensores foram de pouca amplitude para rotação externa, abdução com deslize de cotovelo e elevação da escápula. A cabeça com o capacete ficaram apoiados sobre uma almofada em seu ponto de repouso e para acionar os sensores, ela realiza pequena amplitude de flexão anterior, extensão e rotação para direita e esquerda. Os membros inferiores ficaram posicionados no suporte da cadeira há pelo menos cinco centímetros acima do piso para facilitar o manuseio e evitar colisões com objetos durante a locomoção [5]. Para avaliar os tetraplégicos, que testaram os dispositivos em dias diferentes, verificamos a pressão arterial e aplicamos a escala CR10 de Borg para a avaliação da dor e do esforço percebido [6]. No final de aproximadamente 08 horas de treino com pausa para almoço e cuidados pessoais, o tetraplégico A referiu iniciar os sinais de cansaço correspondendo ao nível médio da escala citada. E o tetraplégico B sentiu o início do cansaço ao final de aproximadamente 06 horas, também contado as horas de almoço e cuidados pessoais e o nível de cansaço era médio também. Os tetraplégicos testaram as três estações de trabalho, sendo que o tetraplégico A ficou muito impressionado com o estúdio fotográfico, tirou várias fotos e se entusiasmou pelo fato de realizar alguma atuação e até pediu para chamar outros modelos. Enquanto que o tetraplégico B se impressionou com a possibilidade de trabalhar em uma lanchonete através do software caixa expresso para lanchonetes.

No dia seguinte aos testes, foi perguntado a ambos se eles sentiram dor durante a noite e no outro dia após o teste e a resposta foi negativa para ambos.

Discussão

A tabela RULA [7] foi utilizada para avaliar os movimentos utilizados para acionar os dispositivos, de forma a adequá-los ao menor risco possível de lesão. O movimento para extensão da cabeça recebeu escore 04 e já está fora da zona aceitável de trabalho promovendo riscos de lesão, se utilizado diariamente. O capacete deve ser modificado para solucionar este problema. Os demais movimentos receberam escore 01, sendo consideradas posturas adequadas para o trabalho.

Percebemos que a jornada máxima de trabalho deve girar em torno de 04 horas para os tetraplégicos, visto que, após muito tempo sentado, mesmo indivíduos já acostumados à postura, acabam tendo queda de pressão arterial. Além disso, a falta de sensibilidade costuma provocar ulcerações graves na pele devido à falta de circulação sanguínea adequada, sem contar que o tetraplégico usa fraldas e necessita de trocas constantes.

Conclusão

Nosso trabalho representa uma opção para que o tetraplégico possa sentir-se motivado para reintegrar-se à sociedade através da profissionalização e do contato com pessoas que estão necessitando do seu trabalho, podendo ser também, um meio de obter uma fonte de renda. Mas para tanto devem ser observados todos os detalhes de gerenciamento pertinentes a um negócio, sendo que vários fatores dependem do talento que o indivíduo possui para administração e também da sua atualização e do marketing utilizado. Portanto, não podemos dizer que nosso trabalho proporciona uma fonte de renda ao tetraplégico e sim que ele possibilita essa tentativa.

Agradecimentos

À FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da UMC) pelo auxílio financeiro.

Referências

[1] *CONSTITUIÇÃO FEDERAL* in: Legislação Comentada para Pessoas Portadoras de Deficiência e Sociedade Civil Organizada/Federação Nacional das APAEs. Brasília, 2003.

[2] PEREIRA, A. S.; SILVA, A. P.; FRERE, A. F.; SCARDOVELLI, T. A.. Tetraplegic Professional Inclusion Through Assisting Devices that Allow Access to WorkStations. In: *25th Annual International Conference Of The Ieee Engineering In Medicine And Biology Society.* Cancun. México, 2003.

[3] COURY, H. J.C. *Trabalhando sentado - Manual para posturas confortáveis.* 2. ed. São Carlos: EDUFSCar, 1995.

[4] LIDA, I. *Ergonomia. Projeto e Produção.* São Paulo: Edgard Blücher, 1990.

[5] GREVE, J.M.D; CASALIS. M.E.P.; BARROS, T.P. *Diagnóstico e tratamento da Lesão da Medula Espinhal.* São Paulo: Roca, 2001.

[6] BORG, G. *Escalas de Borg Para Dor e o Esforço Percebido*. 1. ed. Brasileira. São Paulo: Manole, 2000.

[7] *HUMANICS ERGOSYSTEMS*, Inc. RULA: Upper arm score. Disponível em: <http://www.humanics-es.com/rula-2.htm>. Acesso em: 02 out.2003.

PROPOSTA DE UM MODELO DE GESTÃO DA TECNOLOGIA MÉDICO-HOSPITALAR

L. Moraes, R. Garcia

Universidade Federal de Santa Catarina/Instituto de Engenharia Biomédica, Florianópolis, Brasil

e-mail: moraes@ieb.ufsc.br

Abstract: The confluence and the evolution of technologic, economic, regulatory, and demographic/cultural forces lead us to think the role of Clinical Engineering inside of Healthcare Environment. This paper propose to present a model for the management of medical technology. The paper presents the concepts of management of the process, their systemic approach, the medical technology, a different approach about medical technology management and demonstrates the relationship among them and the Clinical Engineering. The growth of Clinical Engineering reveals the necessity of a more formal treatment of this field of activity and consolidate its insertion inside of healthcare environment context.

***Palavras Chaves*: Clinical Engineering, Medical Technology, Management, Systemic Approach**

Introdução

Os serviços de Engenharia Clínica, dentro do contexto do sistema de assistência à saúde, evoluem por meio da confluência de forças tecnológicas, econômicas, demográficas/culturais e regulatórias que, atualmente estão trazendo mudanças na maneira de atuação da Engenharia Clínica, como componente desse sistema [1].

Pode-se verificar uma crescente pressão regulatória (Anvisa, Ministério da Saúde, secretarias estaduais de saúde, etc); pressões demográficas/culturais (demandando melhorias no acesso e na equidade da assistência à saúde); pressões econômicas (devido ao aumento dos custos de assistência à saúde, na maioria das vezes devido ao custo da tecnologia envolvida); e pressões tecnológicas (onde a tecnologia permanece a parte principal da assistência à saúde [2]), no ambiente de assistência à saúde brasileiro que, junto com as premissas da globalização, demonstram uma tendência a tornar as relações deste ambiente gradativamente mais complexas do que já se encontra.

A Engenharia Clínica realiza atividades no ambiente de assistência à saúde por meio do esforço humano organizado, em conjunto com outros profissionais da área da saúde. Estas atividades têm por objetivos conceitos de qualidade e promoção da saúde, tentando, por exemplo, a adequação ao uso como indicador de qualidade e também, auxiliar a melhoria contínua no ambiente de assistência à saúde, participando na promoção da saúde. Considerando o aumento de complexidade deste ambiente, torna-se cada vez mais necessário, para a Engenharia Clínica, encarar a tecnologia médico-hospitalar dentro de uma perspectiva de gestão.

Este artigo pretende apresentar uma proposta de modelo de Gestão da Tecnologia Médico-Hospitalar (GTMH), que a área da Engenharia Clínica poderia adotar.

Materiais e Métodos

A pesquisa mostrou que a gestão de um processo envolve quatro sub-processos distintos e ciclicamente interdependentes de via dupla, que são: o planejamento, a organização, a execução e o controle. Na Figura 1 abaixo, demonstra-se a gestão do processo realizado em dois níveis.



Figura 1- A gestão de um processo, seus níveis de atuação e a sua relação de interdependência [3]

Com base nas literaturas cientificas de Goodman [2], Partanen [4], Ministério da Saúde [5], Associação Brasileira de Normas Técnicas [6] e World Health Organization [7] foi possível definir um conceito para a tecnologia médico-hospitalar.

Uma pesquisa bibliográfica sistemática sobre o ciclo de vida da tecnologia em saúde e sua relação com a tecnologia médico-hospitalar foi feita analisando-se, dentre outros autores, os estudos de Panerai [8], World Health Organization [7] e Albornoz [9].

Os ciclos de vida estudados apresentam um padrão seqüencial linear, na qual a tecnologia "nasce", passa para um período de desenvolvimento e maturação e depois "morre", dando espaço para que uma outra tecnologia, na seqüência, supra a sua demanda. Nas Figuras 2 e 3 são apresentados os ciclos de vida da World Health Organization e de Panerai que se adequam à tecnologia médico-hospitalar.



Figura 2 – Ciclo de vida da tecnologia médico-hospitalar conforme WHO [7]



Figura 3 – Ciclo de vida da tecnologia médico-hospitalar conforme Panerai [8]

A abordagem sistêmica está envolvida na determinação de uma proposta de gestão da tecnologia médico-hospitalar, já que pode determinar um processo eficiente, eficaz e seguro. Através de uma pesquisa sistematizada sobre esse tema, formou-se uma base teórico-científica, cita-se aqui a literatura pesquisada em Maximiano [3] e Malik [10].

Com toda a sistematização do conhecimento realizada, conforme descrito anteriormente e apoiado, também, na definição do American College of Clinical Engineering [11] para engenheiro clínico, definiu-se os conceitos, que relacionam a tecnologia médico-hospitalar com a abordagem sistêmica de gestão e gerenciamento, aonde atua a Engenharia Clínica. Tais conceitos são denominados de Gestão de Tecnologia Médico-Hospitalar (GTMH) e gerenciamento da tecnologia médico-hospitalar (gTMH).

Resultados

O conceito de *Tecnologia Médico-Hospitalar (TMH)* pode ser definido como sendo "os equipamentos médico-hospitalares, os insumos, os procedimentos, normas correlatas e todos os métodos técnicos que se aplicam no ambiente de assistência à saúde, envolvendo o respectivo equipamento médico-hospitalar e a infra-estrutura necessária para o seu funcionamento eficiente, eficaz e seguro em todo o ciclo de vida do equipamento".

A importância do enfoque sistêmico da tecnologia médico-hospitalar para a Engenharia Clinica advém do fato de que esta abordagem reconhece que a "adequação ao uso" e as possibilidades de melhoria da tecnologia passam por vários processos interdependentes que precisam ser encarados como um processo único, o que conduz o conceito da tecnologia médico-hospitalar à perspectiva de *processo tecnológico*, ampliando o foco em torno do equipamento médico-hospitalar.

A abordagem sistêmica se relaciona com a Engenharia Clínica e, como visto, com a tecnologia médico-hospitalar, pois ambas são o produto da interação de dois sistemas interdependentes: o sistema técnico e o sistema social. Este fenômeno mantém-se associado a um processo de interação com o ambiente de interesse (no caso, o ambiente de assistência à saúde), através de troca de informações e energia. Na Figura 4 abaixo, visualiza-se a relação do enfoque sistêmico com a Engenharia Clínica.

Com base nos padrões seqüenciais lineares dos ciclos de vida estudados, verificou-se que poderia ser proposto um processo de gestão que se integrasse melhor a um processo tecnológico. Esta gestão deveria ainda proporcionar uma forma de realimentação de seu sistema para a melhoria contínua, o que leva a uma perspectiva cíclica para a tecnologia médico-hospitalar.

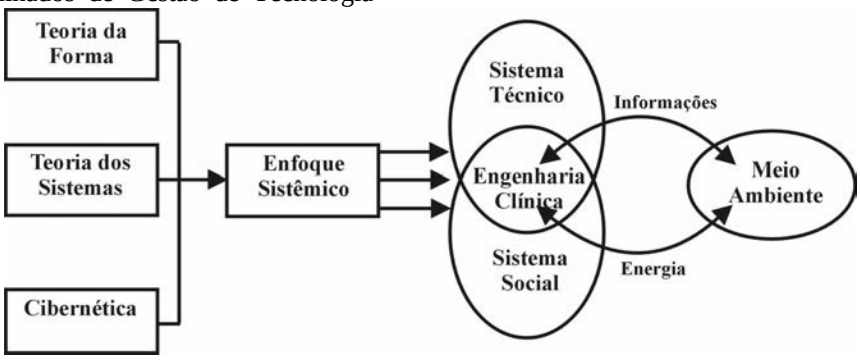


Figura 4 – Relação da Engenharia Clínica com o enfoque sistêmico

A proposta de uma sistematização diferenciada para a gestão que envolve a tecnologia médico-hospitalar inclui o reprocessamento como uma das suas fases constituintes, e por isso proporciona uma perspectiva que possibilita inserir novamente tal tecnologia no ambiente de assistência à saúde. Tal ciclo de gestão é composto das seguintes fases: Inovação, Incorporação, Utilização e Reprocessamento.

A Figura 5 representa o ciclo de gestão proposto para a tecnologia médico-hospitalar e a sua condição cíclica.



Figura 5 – Ciclo de gestão para a tecnologia médico-hospitalar.

Uma abordagem sistêmica do ciclo de vida da tecnologia médico-hospitalar exige um esforço de gestão do processo. Para fins de esclarecimento, é importante distinguir gestão de processo com o ciclo de gestão da tecnologia médico-hospitalar, este último é o processo e se quer incluir a gestão de processo como uma metodologia de trabalho do ciclo de gestão.

Este ciclo de gestão, do ponto de vista da Engenharia Clínica, complementar-se-ia dentro dos níveis estratégico e operacional. A Engenharia Clínica estaria imersa num processo de gestão que acompanha todo o ciclo de vida da tecnologia médico-hospitalar.

Desta maneira, foi definido um conceito representativo de um processo cíclico que seria o campo de atuação da Engenharia Clínica. Tal conceito denomina-se *Gestão da Tecnologia Médico-Hospitalar (GTMH)* e definido da seguinte maneira: "Gestão da Tecnologia Médico-Hospitalar é a abordagem sistêmica dos conhecimentos de engenharia e administração aplicados ao processo tecnológico envolvido na assistência à saúde com o intuito de buscar a adequação ao uso e a melhoria contínua da tecnologia médico-hospitalar durante todo o seu ciclo de vida".

O diagrama da Figura 6 representa a GTMH, sob o ponto de vista da Engenharia Clínica, onde são integradas a gestão de processos, o ciclo de gestão proposto para a tecnologia e a percepção da abordagem sistêmica, já que cada elemento deste é co-responsável pela integridade desse modelo.

Quando se pensa no significado de GTMH, poder-se-ia visualizar dimensões diferentes do processo tecnológico em qualquer uma das fases do ciclo de gestão e a partir daí, incorporar uma perspectiva sistêmica. Já quando se analisa um sub-processo de qualquer uma dessas fases do ciclo de gestão, pode-se perceber também a aplicação da metodologia de gestão do processo, só que num âmbito de atuação mais localizado, aplicada a uma atividade (ou conjunto de atividades) específica(s) e característica(s) de determinada tecnologia. Neste caso, denomina-se este nível de atuação como um processo de *gerenciamento da Tecnologia Médico-Hospitalar (gTMH)*, aonde a visão sistêmica seja adequada ao sub-processo considerado.

Discussão

Atualmente a Engenharia Clínica no Brasil tem atuado de forma insuficiente no problema da GTMH. Seu campo de atuação permanece focalizado nas rotinas de gerenciamento compostas por supervisão e controle de atividades, principalmente, na área de manutenção, ou seja, fazendo gTMH.

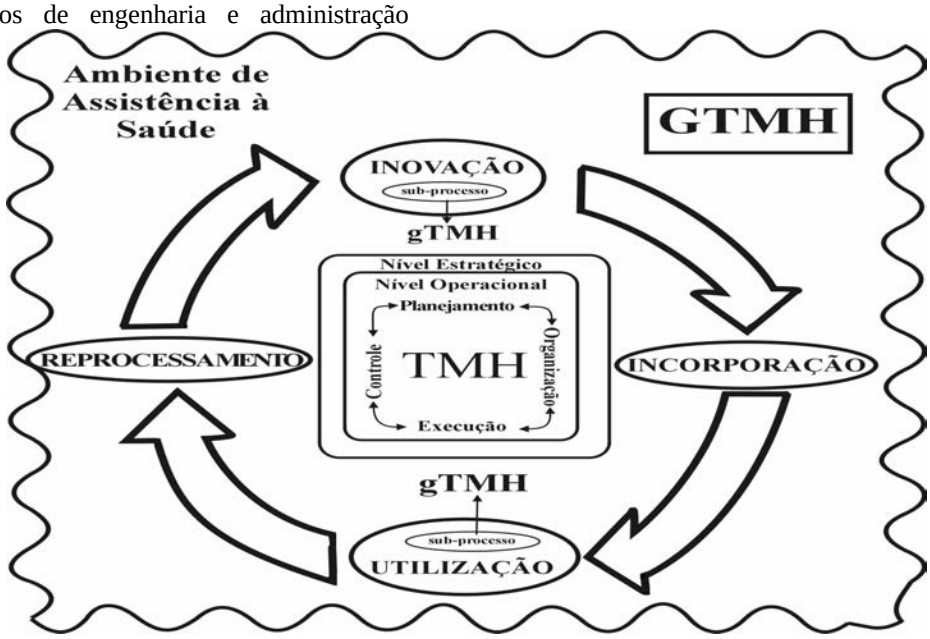


Figura 6 – O processo de Gestão da Tecnologia Médico-Hospitalar (GTMH) dentro do ambiente de assistência à saúde. Também é representado o processo de gerenciamento da Tecnologia Médico-Hospitalar (gTMH).

É notório, portanto, que a Engenharia Clínica não demonstra todo o seu aporte que pode proporcionar dentro do ambiente de assistência à saúde.

O processo de GTMH pode ajudar num maior reconhecimento do papel que representa a área da Engenharia Clínica e na sua incorporação como um dos relevantes atores do ambiente de assistência à saúde. Pode-se perceber que há um longo caminho a percorrer.

É claro que uma abordagem sistêmica da tecnologia médico-hospitalar não se faz de maneira isolada. Precisa haver uma abordagem de time que é a chave para o empreendimento bem-sucedido de qualquer programa de Engenharia Clínica [12]. Isto exige um enfoque multidisciplinar do processo, que é uma das características inerentes da abordagem sistêmica e pré-requisito da própria área de Engenharia Clínica.

A Engenharia Clínica deve atuar no ambiente de assistência à saúde, como um elo fundamental entre os vários profissionais da saúde e a tecnologia encontrada e a que pode ser disponibilizada nesse ambiente.

Sabe-se que, geralmente, a necessidade de recursos de todos os tipos, principalmente nos países em desenvolvimento, na maioria das vezes, não disponibiliza condições de descarte ou abandono da tecnologia em utilização, como parece defender os modelos de ciclos de vida lineares. Ao invés disso, deve-se considerar a necessidade de adotar estratégias de reprocessamento, quando houver a possibilidade, da tecnologia médico-hospitalar envolvida num processo tecnológico.

Tal reprocesssamento permite formular estratégias de reciclagem e reutilização da tecnologia antes de, em última análise, considerar a sua obsolescência funcional. Mesmo assim, deve-se considerar que a tecnologia anteriormente empregada pode não desaparecer completamente, influenciando na cultura e na incorporação de uma nova tecnologia dentro do ambiente de assistência à saúde.

A Gestão da Tecnologia Médico-Hospitalar (GTMH) revela (ou torna mais evidente) para a Engenharia Clínica muitas oportunidades de atuação, principalmente no que diz respeito às Avaliações de Tecnologias em Saúde. Este assunto precisa ser desenvolvido, implantado e disponibilizado como uma ferramenta básica de análise da tecnologia. A Engenharia Clínica tem condições de realizar esta proposta, devido às suas habilidades características, levando-se em conta a abordagem de time.

Conclusão

O crescimento da Engenharia Clínica evidencia a necessidade de um tratamento mais formal do seu papel dentro do ambiente de assistência à saúde. Espera-se, com este artigo, ter dado um passo no sentido de consolidar e aperfeiçoar o perfil da área da Engenharia Clínica para uma atuação mais integrada ao ambiente de saúde, ao invés do que é realizado atualmente.

Agradecimentos: Os autores deste artigo agradecem à agência de fomento à pesquisa CNPq pelo apoio financeiro.

Referências

[1] GRIMES S.L., "The Future Of Clinical Engineering: The Challenge of Chance", *IEEE Eng. in Med. and Biol. Magazine*. Mar/Apr: 91-99, 2003.

[2] GOODMAN, Internet site address: http://www.nlm.nih.gov/nichsr/ta101/ta101_c1.htm acessado em 22/03/2004.

[3] MAXIMIANO, A.C.A., *Introdução à Administração*, Brasil: Editora Atlas, 2000.

[4] PARTANEN, Internet site address: http://www.stakes.fi/finohta/e/reports/008/r008f.html#Heading5 acessado em 10/03/2004.

[5] MINISTÉRIO DA SAÚDE DO BRASIL, *Organizações de Avaliação de Tecnologias em Saúde (ATS): Modelos e Experiências de Outros Países*, Secretaria de Políticas de Saúde, documento interno, 13p., 2003.

[6] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, *Equipamento eletromédico – Parte 1 – Prescrições Gerais de Segurança. Norma colateral: prescrições de segurança para sistemas eletromédicos*, NBR IEC 601-1-1, Rio de Janeiro: Brasil, 1997.

[7] WORLD HEALTH ORGANIZATION, *Medical device regulations: global overview and guiding principles*, WHO Library, 2003.

[8] PANERAI, R.B., MOHR, J.P., *Evaluación de Tecnologías en Salud: Metodologías para países en desarrollo*, Washington: Organización Panamericana de la Salud, 1990.

[9] ALBORNOZ, L.C., *Determinação do Ciclo de Vida Útil de Equipamentos Eletromédicos*, Brasil: Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, 2000.

[10] MALIK, A.M., SCHIESARI, L.M.C., *Qualidade na Gestão Local de Serviços e Ações de Saúde*, Brasil: Editora Fundação Peirópolis Ltda, 1998.

[11] ACCE, Internet site address: http://www.accenet.org/cedefinition.html acessado em 22/03/2004.

[12] BRONZINO, J.D., *Management of Medical Engineers: A Primer for Clinical Engineers*, Stoneham: Butterworth-Heinemann, 1992.

FERRAMENTA WEB DE ALTA PERFORMANCE PARA VISUALIZAÇÃO DE IMAGENS MÉDICAS CARDÍACAS

M. Santos*,** e S. S. Furuie*,**

*Instituto do Coração (InCor) HCFMUSP, Serviço de Informática, São Paulo, Brasil
**Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (EP-USP), São Paulo, Brasil

e-mail: msantos@incor.usp.br

Abstract: In this work we present the development of an application which provides near-diagnostic quality display of medical images stored as DICOM 3.0 files. It provides a set of resources that allows the viewing of still and dynamic images. The image files can be accessed from the local disks or network connection via web browsers. Its features include: real-time playback, dynamic thumbnails image viewing, access to patient database information, image processing tools, linear and angular measurements, on-screen annotations, and image printing. All features are characterized by a pleasant user-friendly interface. This approach offers advantages over majority of medical image viewers.

***Palavras Chaves*: Imagem Médica, DICOM, Visualizador.**

Introdução

As tecnologias de informação e comunicação têm estado cada vez mais presentes na área da Saúde[1]. O Instituto do Coração (InCor – HCFMUSP) tem trabalhado, com sucesso, na criação de um ambiente para integração e disponibilização das informações clínicas, sinais e imagens por toda a instituição. Tal esforço culminou no desenvolvimento do Prontuário Eletrônico do Paciente InCor (PEP-InCor)[2], que tem viabilizado a prestação de assistência médica adequada aos pacientes, em diferentes setores e circunstâncias[3]. O PEP-InCor oferece, entre outros recursos, o acesso a dados da história clínica do paciente, inclusive exames com imagens.

As imagens médicas (IM) têm oferecido excelentes contribuições à prática da Medicina moderna. Numa visão clínica, tais contribuições são identificadas como a habilidade de extrair informações (sinais) a partir de organismos vivos e oferecer um mapeamento espacialmente discreto (função anatômica), atuando como o registro da morfologia e fisiologia do órgão estudado[4]. Tal visão faz das IM uma valiosa fonte de informações no registro da história clínica de um paciente. O advento dos equipamentos digitais de tornou mais factível o armazenamento perene das IM. Atualmente, o sucesso das tarefas de armazenamento e comunicação de IM é subsidiado pelo uso de padrões públicos e abertos[5]. Exemplo disso é o padrão DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), que é um padrão não-proprietário utilizado na troca de dados sobre IM e na integração de equipamentos e aplicações clínicas[6].

Num ambiente de distribuição e troca de informações clínicas pelos diferentes setores de uma instituição, o uso de computadores pessoais (PC) convencionais acaba sendo uma solução bastante atrativa. Porém, a visualização de IM em formato digital é algo crítico e necessita de abordagens especiais. Dentre as várias aplicações para tal propósito, a maioria é muito limitada a um conjunto usual de dados ou muito genérica, embora o padrão DICOM oferece um conjunto estruturas de dados para a manipulação de diferentes tipos de IM[7].

Somente o uso de padrões para IM não tem sido suficiente para manipular eficientemente as IM fora das estações de diagnóstico. Em Cardiologia, por exemplo, uma das maiores dificuldades é a visualização remota de IM nas mesmas condições da aquisição, incluindo taxas de amostragem, cores e resolução, bem como o tratamento diferenciado à modalidade e região anatômica examinada. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma aplicação para visualização e manipulação de IM em PC, considerando os diferentes aspectos e contextos das IM.

Materiais e Métodos

A implementação deste trabalho está totalmente baseada no padrão DICOM 3.0, combinada com as facilidades e vantagens que linguagem Java oferece. O padrão DICOM especifica um modelo de informações para imagens e informações associadas[8]. Tal modelo é uma abstração do gerenciamento de imagens num departamento de Radiologia, contemplando todo o fluxo desde a aquisição, armazenamento e distribuição[9]. De modo a contemplar as especificações do padrão DICOM 3.0, dividimos o desenvolvimento em quatro etapas principais:

1. Projeto de um modelo de informações que encapsula as especificações deste padrão para diferentes modalidades de IM;
2. Projeto e implementação de mecanismos para manipulação de grandes volumes de dados em equipamentos com pouca memória e poder de processamento;

3. Disponibilização de documento que apresenta o laudo, contendo imagens e informações textuais;
4. Projeto e implementação de interface gráfica para recuperação e visualização de IM e laudo a partir de um navegador *web*.

Usualmente, as técnicas de modelagem utilizadas no desenvolvimento de aplicações que manipulam IM tendem a integrar apenas as funcionalidades desejáveis (ergonomia e operações muito específicas) e a seqüência de passos para realizá-las[10]. Neste trabalho, além desses requisitos, identificamos e tratamos outros componentes necessários para o desenvolvimento desse tipo de aplicação.

Uma vez que as IM constituem um dos meios mais significativos para comunicação de informações anatômicas, o desenvolvimento de aplicações para visualização e manipulação de IM deve considerar a necessidade de uma arquitetura capaz de tratar os diferentes contextos no que diz respeito à organização, análise e visualização das informações clínicas considerando, pelo menos, a anatomia e modalidade do estudo. Numa visão prática, os requisitos de tais contextos compreendem um conjunto de componentes voláteis, dentre os quais destacamos:

- Os atributos particulares e intrínsecos de cada modalidade;
- Contexto e parâmetros de aquisição das IM;
- A anatomia (parte do corpo objeto de estudo);
- Intercambiabilidade de algoritmos para operações específicas e críticas, em função da modalidade e anatomia;
- Mudança de *hardware*, no que diz respeito à quantidade de memória, processador, monitor e placa gráfica e suas limitações;
- Ferramentas de manipulação e visualização de IM em função da anatomia, modalidade e tipo de exame.

Para atender tais requisitos e realizar o tratamento de cada um dos componentes voláteis elencados acima, desenvolvemos uma interface para a manipulação de IM (Figura 1). Esta interface oferece um alto nível de abstração, para manipulação de IM DICOM sem processos de conversão, obtendo eficiência e excelente performance nas tarefas de processamento. Nesta abordagem, a manipulação é feita em função do conjunto de atributos pertinentes ao estudo clínico.

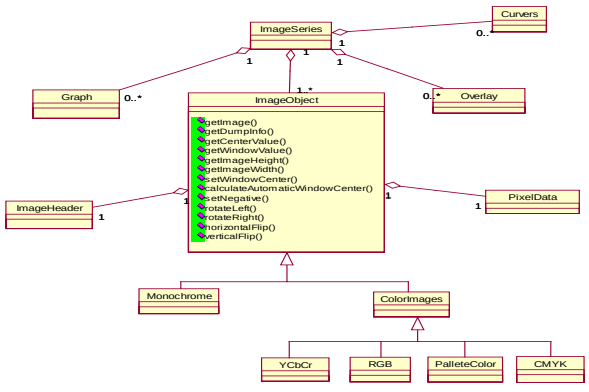


Figura 1 – Classe do modelo de IM.

Um componente que nos exigiu especial atenção em seu desenvolvimento e implementação foi o componente responsável pelo tratamento das mudanças de *hardware* onde a aplicação estará sendo executada, de modo a contornar os problemas de limitações do equipamento, principalmente os de memória e processamento. Para oferecer visualização eficiente (com qualidade próxima de diagnóstico) e performance adequada na exibição de IM dinâmicas, implementamos mecanismos que gerenciam a memória e controlam a exibição das IM. Tais mecanismos estão baseados num modelo produtor/consumidor, implementados como um *buffer* circular, capazes de reconstruir a IM na memória e rapidamente exibí-la no monitor. Para tanto, a aplicação possui mecanismos "*hardware sensitive*", de forma a detectar as limitações do equipamento e, automaticamente, se auto-configurar para exibir as IM adequadamente.

A interface gráfica foi projetada de modo a ser bastante intuitiva, com fácil acesso ao conjunto de ferramentas oferecido. Estas estão disponíveis na forma de botões com ícones, acompanhados de textos explicativos.

Resultados

A Figura 2 apresenta a tela principal da interface gráfica desenvolvida. Quando um estudo clínico é aberto, o visualizador agrupa as IM desse estudo em séries, de acordo com os parâmetros de aquisição (modalidade, anatomia e informações da série). Cada série é mostrada em miniatura (*thumbnail*) e, em caso de estudos realizados com aquisição dinâmica, os *thumbnails* são mostrados em modo animado.

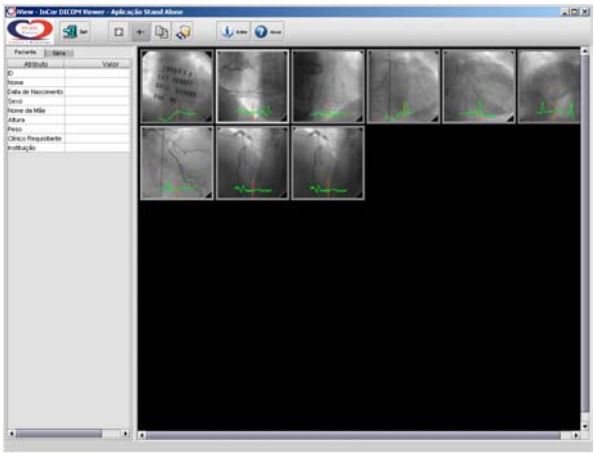


Figura 2 – Séries de um estudo de hemodinâmica.

A abertura de uma série é feita com um clique duplo sobre o *thumbnail* que representa a séria desejada e, imediatamente, a série é mostrada numa janela independente (Figura 3). Quando se trata de imagens dinâmicas, estas são mostradas em modo animação, caso contrário, elas são mostradas similarmente a um negatoscópio (Figura 4). Nestes dois modos, com a série aberta, o usuário poderá interagir com as imagens por

meio de um conjunto de ferramentas disponíveis para controle.

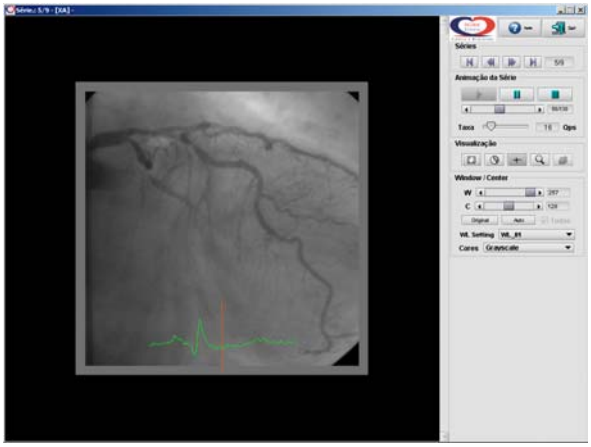


Figura 3 – Série de estudo de XA aberta.

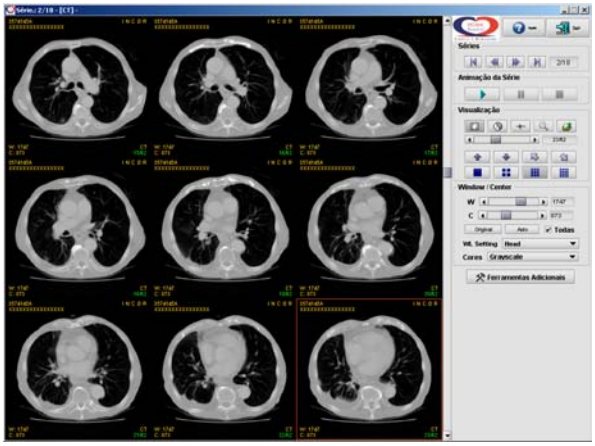


Figura 4 – Negatoscópio virtual.

O desenvolvimento deste trabalho teve início solucionando problemas de visualização de imagens da hemodinâmica e prosseguimos o desenvolvimento expandindo a visualização para outras modalidades. Atualmente, a aplicação oferece suporte para todas as modalidades de IM de diferentes estruturas anatômicas especificadas pelo padrão DICOM 3.0, fazendo o tratamento destas estruturas. Também está disponível um conjunto de ferramentas de visualização, incluindo alteração da escala de exibição (zoom), brilho/contrate, cores falsas e rotações (Figura 5).



Figura 5 – Algumas das ferramentas de visualização.

Fez parte de nossos objetivos, a integração desse visualizador ao Prontuário Eletrônicos do Paciente InCor (PEP-InCor), bem como sua utilização no sistema de elaboração de laudos de exames afim de se obter um documento único (imagens e laudo – Figura 6). Tais tarefas estão completas, uma vez que o PEP-InCor e o sistema de laudos são aplicações web e o visualizador funciona tanto como um *plug-in* executável a partir de um navegador *web*, quanto como uma aplicação *stand-alone*. Com a abordagem proposta, temos conseguido visualizar as diferentes modalidades de IM em qualquer computador que acessa o PEP-InCor.

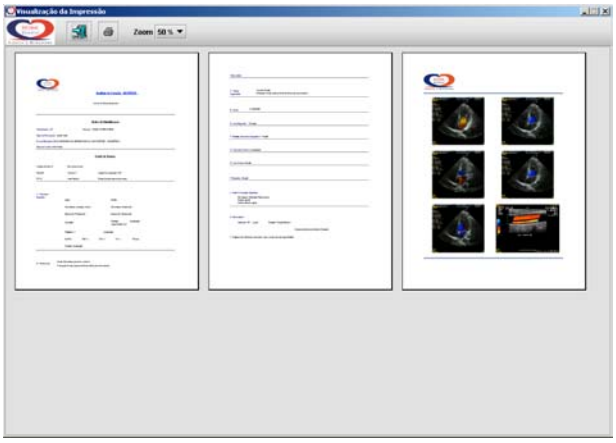


Figura 6 – Laudo e imagens num único documento.

Um dos resultados mais relevantes é a visualização de IM de hemodinâmica, em modo dinâmico (*cine*), com taxas de exibição acima de 40 quadros por segundo, num PC Pentium® II, com 64 MB de memória RAM e, adicionalmente, realizar operações de processamento em tempo de execução, sem congestionamentos na rede ou quedas perceptíveis de performance. Do ponto de vista do usuário, a apresentação dos *thumbnails* dinâmicos possibilita uma visão prévia da série animada e viabiliza a rápida escolha do conjunto de imagens para visualização.

Discussão e Conclusão

A eficiente transferência de informações requer o uso de padrões públicos e abertos, o que facilita a inter-conexão entre dispositivos de diferentes fabricantes[9]. Embora o padrão DICOM seja uma especificação completa sobre a manipulação de IM, há um conjunto de componentes voláteis, em termos do contexto do ambiente de execução, a ser considerado no desenvolvimento de aplicações clínicas para IM.

Com o visualizador integrado ao PEP-InCor, temos demonstrado que a abordagem descrita neste trabalho representa e oferece uma solução de baixo custo para visualização de IM com qualidade próxima de diagnóstico, contemplando diferentes modalidades clínicas e anatomias. Diferentemente de outros visualizadores, esta abordagem viabiliza a total integração com outros sistemas assistenciais, como por exemplo na elaboração de laudos com a criação de anotações sobre as IM e o anexo destas ao texto do laudo, criando um documento único (laudo e imagens). Além disso, temos conseguido reutilizar alguns

equipamentos obsoletos, com menos memória e menor poder de processamento, além da visualização em *thin clients*, com total independência de plataforma, robustez e eficiência.

Referências

[1] Santos M and Ruiz E.E.S. *Implementação de Módulos para Comunicação em Protocolo DICOM*. Proc. VII Congresso Brasileiro de Informática em Saúde. 2000..

[2] Furuie S.S., Bertozzo N., Yamaguti M., Gutierrez M.A. (2002) *A Flexible Storage Architecture For Large PACS*. IEEE Computers in Cardiology. September 22-25, Memphis USA.

[3] Liu G.C., Cooper J.G., Schoefflerb K.M., Hammond E. (2001) *Standards for the Electronic Health Record Emerging from Health Care's Tower of Babel*. Proceedings of AMIA 2001..

[4] Carrino J.A., *Digital Image Quality: A Clinical Perspective*. In: http://www.scarnet.org/pdf/primer3ch3.pdf.

[5] Santos M and Ruiz E.E.S. *Chat para Diagnóstico Clínico*. Proc. VII Congresso Brasileiro de Informática em Saúde. 2000.

[6] Digital Imaging and Communications in Medicine Standard Committee. DICOM Version 3, parts 1-12. Rosslyn, VA.: National Electrical Manufacturers Association, 1997-2001.

[7] Kuzmak P.M. and Dayhoff R.E. *The Use of Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) in the Integration of Imaging into the Electronic Patient Record at the Department of Veterans Affairs*. Journal of Digital Imaging, 13(2): 133-137, August 2000. Suppl. 1.

[8] Bidgood WD Jr, al Safadi Y, Tucker M, Prior F, Hagan G, Mattison JE. *The role of digital imaging and communications in medicine in an evolving healthcare computing environment: the model is the message*. J Digit Imaging. 1998;11(1):1–9.

[9] Bidgood Jr W.D., Horii S.C., Prior F.W., Van Syckle D.E. *Understanding and Using DICOM, the Data Interchange Protocol for Biomedical Imaging*. J Am Med Assoc 1997; Vol 4 (3):199-212.

[10] Santos, M., Furuie, S.S. *High-performance web viewer for cardiac images* Proc. SPIE Vol 5371, p. 391-401, Medical Imaging 2004: PACS and Imaging

DISPOSITIVO PARA DORSIFLEXÃO DE TORNOZELO EM PACIENTES PÓS ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO

C. G. Neves* e M. A. Fumagalli*

* Universidade de Mogi das Cruzes/Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Mogi das Cruzes, Brasil

e-mail: crisgaspar@ig.com.br

Abstract: Cerebrovascular accidents (CVA) can be defined as alterations in which an area of the brain is transiently or permanently affected by ischemia or hemorrhage. Depending on the size and location of the damaged area, a hemiparesis (a decrease in the voluntary movements of the affected side) may develop. Hemiparetic patients have limitations in ankle dorsiflexion of the affected side which prevents them from lifting the tip of the foot off the ground. Studies indicate that retraining may stimulate the area and improve motor deficit by allowing functions that were previously mediated by damaged tissue to be subsumed by other healthy cortical areas and, consequently, influencing neural plasticity. Based on the studies presented above, this paper aims to discuss the development of a mechanical device that promotes the stimulation of the neural pathways and facilitates dorsiflexion movements on the affected side. The results of our study are measured in terms of range of motion, electromyographic signal and ability to perform biomechanically correct gait.

Palavras Chaves: **hemiparesia, dorsiflexão do tornozelo, dispositivo mecanico**

Introdução

Após um Acidente Vascular Encefálico (AVE), que é definido como um distúrbio do suprimento sanguíneo causado por interrupção deste fluxo para uma região do encéfalo, ocorrerá perda focal da função que pode ser breve, podendo produzir incapacidades permanentes ou mesmo a morte [1].

Uma das alterações motoras, que o paciente com seqüela de AVE poderá apresentar, é a alteração na marcha, que é caracterizada pela base anormal durante a fase de apoio, causada pela espasticidade dos músculos gastrocnêmio, sóleo e tibial posterior levando ao equinovarus (flexão plantar e inversão do pé) [2].

Esta alteração na marcha dificultará o contato inicial do calcâneo, a descarga de peso plantar e, durante a fase de balanceio, causará uma inadequada retirada do membro com insuficiente dorsiflexão do tornozelo e um padrão de inversão do pé que dificultará o avanço do membro, levando a um movimento compensatório de circundução do quadril [2].

O princípio que orienta a elaboração precoce de protocolos de tratamento para pacientes que sofreram este tipo de lesão é o da neuroplasticidade. Esta é definida como a capacidade de brotamento axonal dos neurônios, principalmente nas áreas corticais motoras onde existe uma organização somatotópica. Assim, após uma lesão cerebral de uma dessas áreas, existe a possibilidade de reorganização da região lesada ou então, de substituição dos neurônios da área lesada pelos neurônios das áreas adjacentes. Contudo, a gravidade das sequelas será menor se o tratamento for o mais precoce possível [3,4,5,6,7,8].

Baseado nestes conceitos, este trabalho tem como objetivo a elaboração de um dispositivo mecânico para a estimulação precoce de movimentos de dorsiflexão através da facilitação do movimento de dorsiflexão no hemicorpo acometido que possibilite a estimulação das vias neurais. A avaliação dos resultados será através da amplitude de movimento (ADM), sinal eletromiográfico e da capacidade de realizar a marcha em um padrão biomecanicamente correto.

Materiais e Métodos

Elaboração do dispositivo: o dispositivo mecânico apresentado neste trabalho foi desenvolvido com duas plataformas paralelas, sendo uma delas a base para os suportes da segunda e, servindo como apoio no solo, conforme Figura 1.

Os dois apoios da segunda plataforma, posicionada acima da primeira, são fixos nas extremidades laterais da base, permitindo a existência de um vão livre sob a segunda plataforma. Nestes apoios existem eixos, com rolamentos, que permitem movimento livre da segunda plataforma, sem resistência ao movimento.

Os referidos eixos encontram-se na altura do eixo articular do tornozelo, possibilitando a realização de movimentos de dorsiflexão e flexão plantar sem associação de outros movimentos.

A segunda plataforma, retangular, apresenta fitas para a fixação dos pés, fixas em duas hastes metálicas soldadas na platafroma, permitindo a regulagem da fixação para diferentes formatos e tamanhos de pés. A plataforma oscila ao redor dos eixos laterais, permitindo a exploração dos movimentos em sua amplitude completa.

Além desses componentes, existe uma coluna de pesos na lateral do dispositivo que pode ser utilizada para exercícios onde haja a necessidade de contra-resistência.

A Figura 1 mostra que a coluna de pesos pode ser fixada à plataforma oscilatória através de cabo de aço e roldanas.

Na região próxima ao paciente existem dispositivos mecânicos, para que a plataforma oscilante seja mantida nivelada, de tal forma que seja mais fácil a fixação dos pés dos pacientes a esta. Este dispositivo mecânico apresenta resistência apenas para o peso da plataforma, não interferindo na realização dos movimentos por parte do paciente.

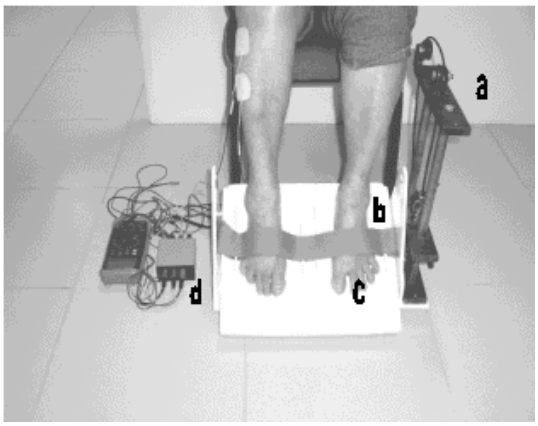


Figura 1: Dispositivo para dorsiflexão de tornozelo. (a) coluna de pesos; (b) base de apoio; (c) plataforma oscilante; (d) equipamento para captação de sinal eletromiográfico.

Para a análise dos resultados, além amplitude de movimento (ADM) e da capacidade de realizar a marcha em um padrão biomecanicamente correto, a avaliação dos resultados será feita também através da análise de um sinal eletromiográfico no músculo dorsiflexor (Tibial Anterior), como mostrado na Figura 2.

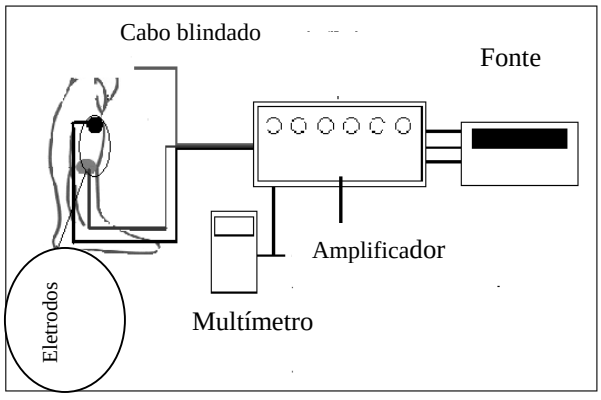


Figura 2: Esquema representando o equipamento para coleta do sinal eletromiográfico.

Este equipamento foi desenvolvido no Núcleo de Pesquisas Tecnológicas da Universidade de Mogi das Cruzes [9]. Ele é constituído de:

-amplificador de sinais bioelétricos;
-fonte de alimentação DC da marca Hewlett Packard, modelo E 3631, ajustada para ± 9 V;
-multímetro digital da marca TEKTRONIX, modelo DMM916 TRUE RMS;
-cabo blindado de três vias; eletrodos de aço inoxidável.

Resultados

A elaboração do dispositivo foi realizada, tendo este sido testado com dois pacientes que apresentam déficit de dorsiflexão decorrente de AVE.

Durante os testes preliminares, observou-se a realização da dorsiflexão sem restrições ou alterações biomecânicas. Esta capacidade não é apresentada pelos pacientes avaliados em sua marcha ou em movimentos voluntários realizados na posição sentada ou em pé (Figuras 3 e 4).



Figura 3: Dorsiflexão realizada por um paciente pela primeira vez no dispositivo. O pé direito apresenta sequela.



Figura 4: Posição inicial para a dorsiflexão com arco de movimento completo.

Os movimentos de dorsiflexão foram realizados em amplitude de movimento inicial de – 45° até 20°, sem movimentos associados de joelho ou quadril (figuras 3 e 4).

Discussão

Aplicação: O dispositivo será aplicado em 5 pacientes com diagnóstico de AVE com tempo máximo de lesão de 3 meses. O tratamento de pacientes com a lesão no máximo de até 3 meses, é que neste período existe a liberação de neurotransmissores e fatores de crescimento neural que possibilitam o crescimento neuronal com maior rapidez e, não há a instalação da espasticidade [4,5]. Cada sessão de exercícios terá duração de 30 minutos diários.

Avaliação: A realização dos exercícios com o referido dispositivo será monitorada diariamente através da utilização de um multímetro que avaliará a ativação muscular através de eletrodos de superfície posicionados no ventre do músculo tibial anterior.

Além disso, serão realizadas a mensuração da ADM, a análise observacional da marcha (AOM) e a verificação dos parâmetros lineares a cada 10 sessões, sendo que os parâmetros lineares consistem em [2]:
Cadência: número de passos por minuto;

Velocidade: relação entre distância e o tempo gasto durante o percurso de 10 m;

Comprimento médio do passo: relação entre a distância e o número de passos realizados durante o percurso de 10m.

Conclusão

O presente trabalho apresentou um dispositivo que permitiu a realização de movimentos de dorsiflexão do tornozelo em pacientes com sequela de AVE avaliados inicialmente.

Agradecimentos

À Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa - FAEP, pelo suporte ao projeto.

Referências

[1] EKMAN, L. L., *Neurociência: Fundamentos para a Reabilitação*, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

[2] CARVALHO, F. N., FONSECA, A. P. C., "Avaliação da Marcha de Pacientes Hemiparéticos em Tratamento com Órtese Elétrica Funcional", *Medicina de Reabilitação* (56):5-10, 2001.

[3] COHEN, H., *Neurociência para fisioterapeutas, 2ª. Edição*, São Paulo: Manole, 2001.

[4] UMPHRED, D. A., *Reabilitação Neurológica, 4ª. Edição*, São Paulo: Manole, 2004.

[5] CRAMER, S. C., BASTINGS, E. P., "Mapping clinically relevant plasticity after stroke", *Neuropharmacology* (39): 842-51, 2000.

[6] HALLET, M., "Plasticity of the human motor cortex and recovery from stroke", *Brain Res. Rev.* (36): 169-74, 2001.

[7] GRAFMAN, J., "Conceptualizing Functional Neuroplasticity ", *J. Commun. Disord.* (33):345-56, 2000.

[8] VILLAR, F. A. S., "Alterações centrais e periféricas após lesão do sistema nervoso central. Considerações e implicações para a prática da fisioterapia", *Revista Brasileira de Fisioterapia* 1(2):19-30, 1997.

[9] ALVAREZ, A. S., "Eletromiografia quantitativa de músculos faciais para diagnóstico de disfunções temporomandibulares", *Tese de Mestrado março*, 2003.

ESTUDOS DA RESPOSTA DE FOTODIODOS PARA CALIBRAÇÃO DE FEIXES MAMOGRÁFICOS

E.V. Batista*, H.J. Khoury*, F.A. Melo[§], J.M. Pereira*, V.S.M. de Barros* e E.F. da Silva Jr.**

* Universidade Federal de Pernambuco/Departamento de Energia Nuclear, Recife, Brasil
** Universidade Federal de Pernambuco/Departamento de Física, Recife, Brasil
[§] Universidade Católica/Departamento de Física, Recife, Brasil

e-mail: e_v_b@uol.com.br

Abstract: The estimation of the average glandular dose (AGD) is important to evaluate the risk due to the mammography examinations. This quantity is obtained from the incident air kerma (INAK) value plus conversion factors obtained by Monte Carlo simulation. Usually INAK is measured using ionization chambers. The aim of this study is to evaluate the response of semiconductor devices to be used as dosimeters for mammography. Four commercial photodiodes were characterized and calibrated with the irradiation in X-ray pattern mammography beam. The studies showed a linear response in doses from 2 to 65mGy. The results indicated that the photodiode XRA24 showed the better response than the others photodiodes studied.
***Palavras Chaves*: Mamografia, dose glandular média, dosímetros semicondutores.**

Introdução

A mamografia é amplamente utilizada para avaliação de tumores de mama devido a sua eficiência na detecção precoce de microcalcificações da ordem de 100μm [1]. Estas microcalcificações podem evoluir para a formação de tumores malignos e, portanto, se forem detectadas e retiradas a tempo há uma grande chance da não ocorrência de câncer. Como o espectro de equipamentos mamográficos têm baixa energia, alguns fótons serão absorvidos na própria estrutura da mama, não contribuindo para a formação da imagem, mas somente para o aumento da dose absorvida pela paciente. A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) [2] recomenda que a dose glandular média (DGM) seja a grandeza utilizada na verificação dos riscos de indução de câncer associados a exames radiodiagnósticos mamográficos.

A DGM não é estimada diretamente, mas através de medições do kerma ar incidente (INAK) na superfície da mama aplicando-se fatores de conversão apropriados obtidos pelo Método Monte Carlo [3, 4]. O INAK pode ser medido por dosímetros relativos em substituição às câmaras de ionização a ar. Materiais semicondutores a base de silício, que vêm sendo utilizados como sensores de radiação [5-8], têm a vantagem de não apresentarem dependência com fatores ambientais tais como temperatura e pressão atmosférica, e terem uma sensibilidade cerca de 18.000 vezes superior quando comparadas com câmaras de ionização de mesmo volume [9].

O objetivo deste trabalho é caracterizar quatro fotodiodos comerciais de Si, procurando avaliar a reprodutibilidade e a estabilidade da sua resposta, bem como a dependência energética e a variação com a dose, possibilitando, assim, o desenvolvimento de um equipamento dosimétrico para a determinaçao da DGM.

Materiais e Métodos

Neste trabalho foi avaliada a viabilidade do uso dos seguintes fotodiodos comerciais: SFH206 e BPW34 (da Siemens), XRA24 e XRA50 (da Detection Technology), como dosímetros de radiação ionizante. Para tanto, foi testado o comportamento de um exemplar de cada tipo de fotodiodo. As características físicas dos fotodiodos são apresentadas a seguir na Tabela 1 [10-11].

Tabela 1: Características físicas dos quatro fotodiodos SFH206, BPW34, XRA24 e XRA50.

Fotodiodo	Área ativa efetiva (mm^2)	Corrente no escuro (nA) (V_R)	Tensão reversa máxima (V)
SFH206	7	2 (30V)	32
BPW34	7,5	30 (10V)	60
XRA24	5,76	0,29 (50V)	125
XRA50	25	0,15 (50V)	125

Os fotodiodos foram encapsulados individualmente em suporte de acrílico, mantendo uma espessura muito fina na frente de sua parede de entrada, a qual tem o objetivo de evitar a incidência de luz visível no detector.

Para a realização das leituras, os fotodiodos foram conectados na forma fotovoltáica a um eletrômetro CDX-2000A (Standard Imaging), cuja resolução é de 10pC e a faixa de operação é de 10pC a 999,99mC. O desvio de linearidade na sua resposta é de 0,5% para correntes acima de 150nA.

Para a obtenção das curvas de calibração, os dosímetros foram irradiados em feixes de raios-X mamográficos, previamente estabelecidos no Laboratório de Metrologia de Radiações Ionizantes (LMRI) do DEN/UFPE em um equipamento de raios-X de potencial constante, da Pantak (HF420), com anodo

de tungstênio (W) e filtro de 0,06mm de molibdênio (Mo). A tensão do tubo de raios-X pode ser ajustada continuamente, mostrando no *display* incrementos de 0,1kV. A precisão e a repetibilidade da tensão são melhores que ±1% e ±0,03%, respectivamente, possuindo um *ripple* menor que 0,15% (f=15kHz). A corrente do tubo também é ajustável continuamente e mostra no *display* incrementos de 0,01mA, com uma precisão e repetibilidade de ±1% e ±0,03%, respectivamente.

Cada sonda foi posicionada isoladamente no centro do campo de radiação a uma distância de 1m do ponto focal e foi irradiada com diferentes valores de kerma ar na faixa de 2 a 65mGy com tensões de 25 a 30kV. A taxa de kerma ar foi determinada anteriormente com uma câmara de ionização Keithley (mod. 96035B), previamente calibrada com feixe de Qualidade ISO W28Mo60 e com incerteza expandida de ±1,8%, correspondente a um nível de confiança de 95,45%.

A repetibilidade das medidas para cada fotodiodo foi obtida a partir de 10 leituras consecutivas, mantendo-se os mesmos parâmetros de irradiação. O valor médio e o desvio padrão foi determinado. A repetibilidade da resposta do fotodiodo foi considerada adequada quando a sua incerteza estavam contidas no intervalo de 2s (desvio padrão) correspondente a 95,45% de confiabilidade. Para o estudo da reprodutibilidade foram realizadas leituras em diferentes dias, nas mesmas condições de irradiação.

Resultados

A Figura 1 mostra as curvas de calibração dos fotodiodos analisados, obtidas com um potencial no tubo de 28kV e filtração adicional de 0,06mmMo, cuja camada semi-redutora (CSR) é de 0,352mmAl. As respostas tiveram um comportamento linear para uma variação de dose cerca de 3 a 60mGy. Cada ponto da curva corresponde ao valor médio de três medidas, sendo que a incertreza nas leituras foi menor ou igual a 2%.

A Tabela 2 mostra as equações das retas e os coeficientes de correlações para todas as tensões usadas no tubo de raios-X para cada um dos fotodiodos.

Os valores das 10 medidas consecutivas de cada um dos fotodiodos indicaram uma resposta reprodutível dentro de ±1%, com 95,45% de nível de confiança. O valor do desvio padrão destas medidas foi menor que 1,5%.

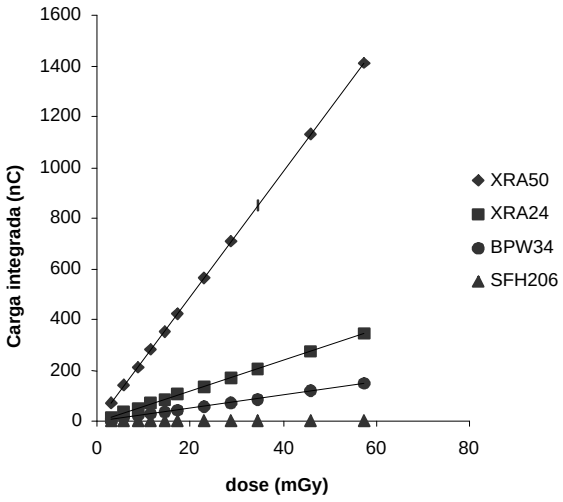


Figura 1: Curva de calibração dos quatro fotodiodos estudados, com um feixe de raios-X mamográfico de 28kV de combinação anodo/filtro de W/0,06mmMo.

Discussão

As curvas de calibração das medidas experimentais mostraram uma resposta linear para todos os fotodiodos analisados. Como pode ser observado pela inclinação das retas na Figura 1, o XRA50 tem a maior sensibilidade de todos, devido principalmente à sua área de irradiação. O fotodiodo SFH206 é o que apresentou menor sensibilidade. Isto se deve ao fato de que o fotodiodo tem uma lâmina de plástico com espessura de 57mg/cm² [11] cobrindo a junção semicondutora. Esta capa representa uma atenuação no feixe. O BPW34 também possui esta capa, porém a sua espessura é

Tabela 2: Equações das retas e os coeficientes de correlação obtidos das curvas de calibração para as tensões no tubo de 25 a 30kV.

kV \ Fotodiodo	SFH206	BPW34	XRA24	XRA50
25	y = 0,0614x (R^2 = 0,9784)	y = 2,4778x (R^2 = 0,9999)	y = 5,7310x (R^2 = 0,9999)	y = 23,7051x (R^2 = 1,0000)
26	y = 0,0614x (R^2 = 0,9732)	y = 2,5152x (R^2 = 1,0000)	y = 5,8099x (R^2 = 1,0000)	y = 24,1044x (R^2 = 0,9999)
27	y = 0,0632x (R^2 = 0,9824)	y = 2,5035x (R^2 = 1,0000)	y = 5,8075x (R^2 = 1,0000)	y = 24,1798x (R^2 = 1,0000)
28	y = 0,0644x (R^2 = 0,9824)	y = 2,5442x (R^2 = 1,0000)	y = 5,9324x (R^2 = 1,0000)	y = 24,5130x (R^2 = 0,9999)
29	y = 0,0681x (R^2 = 0,9870)	y = 2,5661x (R^2 = 1,0000)	y = 5,9680x (R^2 = 1,0000)	y = 24,8288x (R^2 = 0,9999)
30	y = 0,0694x (R^2 = 0,9831)	y = 2,5955x (R^2 = 1,0000)	y = 6,0371x (R^2 = 1,0000)	y = 25,1169x (R^2 = 1,0000)

menor do que a do SFH206.

Analisando as respostas dos fotodiodos em função de sua área efetiva obtemos os resultados apresentados na Tabela 3. Observa-se pelos dados que o fotodiodo XRA24 apresenta a maior sensibilidade por unidade de área.

Tabela 3: Sensibilidade dos fotodiodos por unidade de área efetiva.

	SFH206	BPW34	XRA24	XRA50
α (inclinação)	0,064	2,544	5,932	24,513
A (área)	7	7,5	5,76	25
α/A	0,009	0,339	1,030	0,981
Normalização p/ XRA50	0,01	0,35	1,05	1,00

Na verificação da resposta com energia (dependência energética), foi observado que todos os fotodiodos tiveram variação com relação ao valor médio dos coeficientes de sensibilidade (nC/mGy) abaixo de 3%, exceto o SFH206 cuja variação foi menor que 8% A Figura 2 mostra a variação dos coeficientes de sensibilidade dos fotodiodos com a variação da camada semi-redutora.

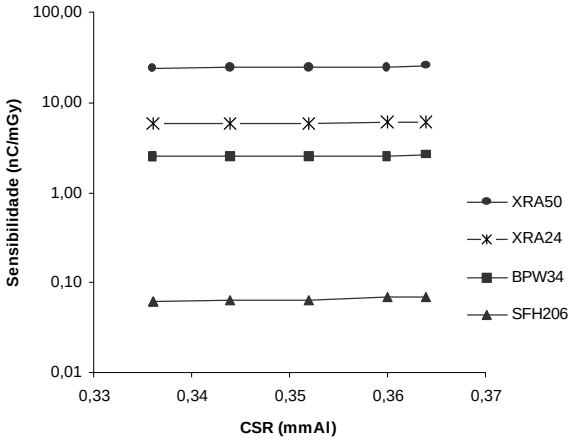


Figura 2: Curva de dependência energética dos quatro fotodiodos estudados, com um feixe de raios-X mamográfico de 25 a 30 kV.

Conclusão

Os quatro fotodiodos analisados tiveram uma resposta linear com a dose e apresentaram estabilidade e reprodutibilidade na sua resposta à radiação dentro da faixa de energia usada em feixes de mamografia. A relativa baixa dependência energética dos dispositivos, mostrado pelos gráficos planos indica a não necessidade de utilização de filtros para amenizar esse efeito, o que provocaria uma redução da intensidade da radiação no fotodiodo e uma redução da sua resposta.

Quando as respostas são comparadas em função da área ativa efetiva de cada um deles, observou-se que o XRA24 é o fotodiodo de melhor desempenho dentre os estudados. Esta característica induz a sua utilização como dosímetro para a determinação do INAK, possibilitando, assim, o desenvolvimento de equipamentos com sondas de pequenas dimensões, de leitura direta e de menor custo para avaliação dosimétrica em mamografia.

Referências

[1] SHUNG K., SMITH M., TSUI B., *Principles of Medical Imaging*, Academic Press, London, 1992

[2] ICPR (International Commission on Radiological Protection), Statement from the 1987 Como meeting of the ICRP, ICRP Publication 52 *Annals ICRP* 17(4) (Oxford: Pergamon), 1987.

[3] DANCE D., SKINNER C., YOUNG K., BECKETT J., KOTRE C, "Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol", *Physics in Medicine and Biology***,** v. 45, p. 3225-3240, 2000.

[4] WU, X., BARNES, G. , TUCKER, D., "Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography", *Radiology*, v. 179, p.149-148, 1991.

[5] LUTZ, G., "Silicon Radiation Detectors", *Nucl. Instr. Meth.*, A367, 21-31, 1995.

[6] KHOURY, H., MELO, F., LIRA, C., "Utilização de fotodiodos como detectores de radiação ionizante", *Nproc. Symp. II Congresso de Físicos em Medicina SP*, 82-85, 1987.

[7] FIORINI, C. and LONGONI, A., "Gamma-ray imaging detectors based on silicon drift detectors arrays coupled to a single scintillator", *Nucl. Instr. Meth.*, Vol. 497, Issue 1, 221-225, 2003.

[8] MELO, F., *Desenvolvimento de um sistema dosimétrico para controle de qualidade de equipamentos de raios-X odontológicos*, Tese de Doutorado, Universidade Federal de Pernambuco, 2002.

[9] DIXON, R., "Silicon diode dosimetry", *Int. J. of Appl. Rad. Isotopes*, 33, 1171, 1986.

[10] DETECTION TECHNOLOGY, Internet site address: http://www.deetee.com/, acessado em 02/02/2004.

[11] SIEMENS, Internet site address: http://www.osram.convergy.de/, acessado em 02/02/2004.

JOGOS COMPUTADORIZADOS PARA AUXILIAR NO LETRAMENTO DE CRIANÇAS ESPECIAIS

Luiz F. Bissaco*, Annie F. Frère*, Heloisa A. D. Oliveira*

* Universidade de Mogi das Cruzes/Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Mogi das Cruzes, Brasil

e-mail: lfbissaco@hotmail.com

Abstract: The work reported on here involved an approximation of the alphabetic base through play, capturing the child's interest in reading and writing. To this end, eight synthetic and three computer games were developed, two in Flash computer language and one in Delphi. Clues were introduced into the computer games to help the child make the right choice, using the Theory of Multiple Intelligences. The computer games were assessed by a linguist and a psychologist and were used by two children displaying symptoms of hyperactivity. The children enjoyed the games tremendously, demonstrating that the aspect of play was also effectively fulfilled.

***Palavras Chaves*: literacy, Multiple Intelligences, computer games**

Introdução

Crianças especiais são portadoras de deficiências motora, mental, auditiva e visual, portadoras de altas habilidades e portadoras de condutas típicas de síndrome, entre eles os distúrbios de aprendizagem e os superdotados.

O objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de jogos computacionais como instrumentos para auxiliar crianças especiais com dificuldades na aquisição da base alfabética a atingirem níveis esperados de letramento para sua faixa etária/nível de escolarização. O computador tem sido largamente utilizado como uma boa ferramenta para o auxilio de crianças com necessidades de Educação Especial [1].

Os jogos computacionais desenvolvidos Figuras Escondidas, Jogo do Caminho e Boutique Educativa, embora visem auxiliar o letramento, procuram afastar-se dos jogos educativos existentes no mercado (cujas características repetem o modelo dos exercícios das cartilhas e outros materiais didáticos) e manter as características lúdicas, que levam os jogadores a envolver-se e desejar competir e vencer. A implementação considerou as dificuldades motoras que os usuários poderiam apresentar evitando arrastar o cursor e proporcionando ícones grandes, faceis de serem pressionados.

As bases teóricas de letramento utilizadas para as atividades propostas foram apresentadadas por autores que tem como princípios comuns à visão sócio-construtivista de aprendizagem [2], [3], [4].

A teoria das Inteligências Múltiplas de Gardner [5], também foi utilizada como referencial no desenvolvimento dos jogos computadorizados. Segundo Gardner [5], exetuando-se os casos de lesões ou doenças, todos temos o potencial para desenvolver todas as inteligências (lingüística ou verbal; lógico-matemática; espacial; musical ou sonora; cinestésico-corporal; intrapessoal; interpessoal e pictórica). Essas inteligências se integram, e nessas relações complementares está a possibilidade de se explorar uma em favor da outra. É o uso da chamada rota secundária para se alcançar a rota principal de uma determinada inteligência. [6] Nos jogos computadorizados estamos utilizando a rota secundária de outras inteligências como pistas para alcançar a rota principal da inteligência lingüística.

Materiais e Métodos

Na primeira etapa participaram duas crianças do sexo feminino. Atendemos a primeira durante os meses de março a novembro de 2002, às sextas feiras, no período das 13:30 as 16:00 horas. Essa menina de onze anos freqüentava a quarta série do primeiro grau, e somente conseguia ler ou escrever, além do próprio nome, o de alguns familiares e colegas de escola. Atendemos a segunda criança que tinha nove anos, e estava freqüentando a terceira série do primeiro grau durante os meses de junho a novembro de 2002, nos mesmos dias e horários. Essa segunda menina conseguia ler razoavelmente bem, mas apresentava dificuldades e aversão com a escrita, devido a um problema nas mãos.

Durante esse processo foram observados: o interesse da(s) criança(s) pelos jogos, as interações entre elas e o educador, a facilidade ou dificuldade apresentada durante a execução dos jogos sintéticos, e quais os jogos comuns mais às atraiam.

Nesta primeira etapa do trabalho foram desenvolvidos oito jogos sintéticos com cartolina, madeira, plástico, imã, etc, que foram utilizados por duas crianças com dificuldade de aprendizagem. A observação das crianças norteou o desenvolvimento dos jogos computadorizados desenvolvidos em Flash e Delphi na segunda etapa.

Foram desenvolvidos oito jogos sintéticos (Paciência, Memória com Nomes Próprios, Quebra-cabeça com Nomes Próprios, Doninó com Nomes Próprios, Novo Quebra-cabeça com Nomes Próprios,

Jogo do Imã, Jogo do Caminho e Estórias Infantis na TV) , utilizando palavras do repertorio das proprias crianças e de produtos comumente vistos em comerciais de televisão, outdoor, gôndolas de supermercados, etc. No inicio os jogos são simples, mas aumentam de complexidade à medida que a criança adquire as competências e o conhecimento necessário para o seu letramento.

Na segunda etapa os jogos computadorizados foram utilizados por duas crianças com características de hiperatividade, um menino com quatro anos e oito meses no inicio do processo de letramento, e uma menina com oito anos e três meses já alfabetizada.

Os jogos foram avaliados por uma lingüista e uma psicóloga, que analisaram a parte didática, e a motivacional.

Foram desenvolvidos três jogos computadorizados, o primeiro denominado Figuras Escondidas, foi implementado em Flash. Quando o jogo é iniciado, é apresentado no monitor o nome de um objeto. Quando se desloca o cursor do mouse pela tela, botões-figura aparecem e desaparecem à medida que a seta está ou não em cima deles. Pressionando-se o botão-figura é disparada uma animação, que informa se ele foi ou não corretamente associada à palavra. Se a escolha é a correta, aparecem animações e uma nova combinação palavra e botão-figura é selecionada. Quando a escolha é incorreta, aparecem os dizeres TENTE NOVAMENTE, e a mesma combinação continua a ser executada.

As oito combinações palavra botão-figura, MONSTRO[1], BOMBA[2], AVIÃO[3], COELHO[4], CHAVE[5], CARRO[6], BORBOLETA[7] e TUBARÃO[8], estão apresentadas na figura 1. A figura 2 mostra um quadro da animação quando é feita a combinação correta entre a palavra COELHO e seu respectivo botão-figura.

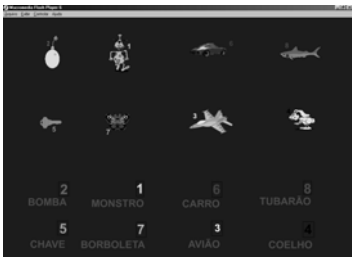


Figura 1: Combinações entre palavra e botão-figura



Figura 2: Quadro da animação COELHO

Para auxiliar no desenvolvimento da inteligência lingüística, são usadas como pistas na primeira fase do jogo, as inteligências lógico-matemática, espacial e musical. A inteligência lógico-matemática é utilizada colocando um mesmo algarismo no botão-figura e no nome correspondente. A inteligência espacial é utilizada quando os botões-figuras e os nomes correspondentes apresentam uma mesma disposição espacial e a musical é utilizada associando sons iguais a palavra e a figura. Após vinte e quatro acertos é exibida uma tela com o total de tentativas incorretas e a segunda fase é iniciada sem as pistas das Inteligências Múltiplas. O objetivo pedagógico do jogo é a correta associação entre grafia e a figura de objetos e animais.

O segundo jogo computadorizado desenvolvido, denominado Jogo do Caminho (figura 3), foi programado em linguagem Flash, utilizando a animação quadro-a-quadro. O jogo é composto por dois carros, um caminho simulado por trinta botões-numericos, oito botões-figuras, dois botões para inicio e fim e duas caixas de texto onde são anotados a somatória da pontuação de cada jogador e oito botões-carta. Dois botões acionam uma animação de dados rolando.



Figura 3: Jogo do Caminho

Este é um jogo para dois jogadores, que são representados por um carro vermelho ou azul. O objetivo é chegar ao fim do caminho antes do adversário, e o objetivo pedagógico e a correta associação entre grafia e a figura de objetos e animais, e a leitura de frases curtas. O jogador deve pressionar o botão JOGAR DADOS e o Botão Numérico que corresponde ao valor sorteado, o que faz o carro avançar até essa posição. Quando parar numa Figura o usuário deve identificar a palavra correspondente no Botão-carta. Uma pequena frase informa se o carro deve avançar ou retroceder.

Como pista para auxiliar no desenvolvimento da inteligência lingüística é usada a inteligência lógico-matemática. Essa inteligência é utilizada quando o usuário associa um algarismo numérico presente na figura com o mesmo algarismo presente no botão-carta.

O Boutique Educativa (Figura 4) foi o terceiro jogo computacional desenvolvido, utilizando o ambiente de programação Delphi, versão 3.0.



Figura 4: Jogo Boutique Educativa

Para auxiliar no desenvolvimento da inteligência lingüística, é usada como rota secundária a inteligência lógico-matemática, associando um mesmo algarismo numérico ao botão-palavra e ao botão-figura correspondente.

O jogo foi implementado com três interfaces. A primeira, a interface principal, apresenta um menu, dois botões ilustrados e uma caixa de texto onde pode ser digitado o nome do jogador. O menu permite alterar configurações gerais do sistema, tais como: diretórios onde os arquivos gerados pelo jogador serão salvos; nome do avaliador; e extensão do arquivo com informações para o avaliador.

Os botões são ilustrados com uma menina e uma portinha aberta. O primeiro conduz à outra interface e o segundo ao encerramento do jogo(*BtnSair*). O botão contendo a menina (*BtnMenina*) conduz à galeria de roupas e fantasias femininas. Esta interface foi denominada Sessão Feminina.

Na Sessão Feminina são apresentados sete painéis ao jogador, sendo um principal e os demais sobrepostos a ele, contendo: imagem de um corpo feminino sem cabeça (*ImgMenina*); botões com a descrição da cabeça e dos tipos de roupa e de acessórios; botões exibindo figuras referentes aos modelos ou variação da roupa escolhida (*BtnM*); botões para retirar a roupa (*BtnRetira*), incrementar o nível de aprendizado (*BtnNivel*), incrementar o modelo (*BtnModelos*) ou a variação de cores (*BtnCores*), caso tenha as imagens no banco de imagens; Botões para executar as funções de impressão (*BtnImprimir*) e gravação (*BtnSalvar*) da composição realizada e a finalização da referida sessão (*BtnSair*).

Aos botões foram associadas ações, que são executadas quanto estes são acionados com um "click" do mouse. Quando as imagens aparecem, no painel imediatamente abaixo são apresentados outros botões com descrição relativa a cada uma delas e na mesma ordem (*BtnD*). Quando um desses botões é pressionado, a imagem do corpo é vestida. Caso o jogador não goste do modelo ou cor escolhidos, ele pode selecionar um outro modelo e/ou cor acionando o botão com a descrição correspondente ou despir o corpo com o botão Retira.

No painel reservado para a imagem do corpo, além dos componentes imagens *ImgMenina*, têm também os componentes auxiliares sobrepostos, que são utilizados para vestir/despir cada parte peça de vestuário bem como para juntar todas as partes no momento de gravar ou salvar a composição.

O sistema foi elaborado de tal forma que têm algumas rotinas importantes responsáveis por: carregar as imagens do banco de imagens, carregar as descrições, vestir/despir a imagem do corpo, compor uma imagem para imprimir ou gravar, gravar e imprimir.

Resultados

Os jogos sintéticos mais eficazes foram os que apresentaram maior diversificação de estímulos, os que trabalharam com alguma habilidade já bem desenvolvida pelas crianças (memória viso-espacial e inteligência lógico-matemática) ou os que apresentaram algo novo e atrativo.

Durante o período em que os jogos sintéticos foram utilizados pelas crianças, notamos significativas melhoras na aquisição da base alfabética em ambas.

As crianças gostaram dos jogos computadorizados, mostrando preferência por um ou outro.

A criança de menor idade e com maiores características de hiperatividade, ficou utilizando os jogos computadorizados por cinqüenta minutos, tendo gostado muito do jogo Figuras Escondidas, soltando gritos de alegria quando acertava a combinação palavra/figura e a animação correspondente era executada. Ele gostou do Jogo do Caminho, mas sem mostrar o mesmo entusiasmo, não gostou do jogo Boutique Educativa, pois segundo ele "só tem roupa de menina".

No jogo Figuras Escondidas, durante a primeira execução, essa criança cometeu vários erros mas melhorou consideravelmente a cada repetição (tabela 1).

No Jogo do Caminho o menino não encontrou dificuldades, conseguindo fazer a associação correta entre o numero apresentado na casa e o que correspondia ao seu carro ou entre a figura e a carta correspondente, teve dificuldade inicialmente com as frases, mas por serem curtas e repetitivas conseguiu identifica-las no decorrer do jogo sem maiores dificuldades. A criança não gostou do jogo Boutique, seu desempenho foi baixo, desinteressou-se logo pelo jogo não querendo mais joga-lo após cinco minutos não realizando dessa forma a tarefa.

A menina mostrou grande interesse pelo jogo Boutique Educativa, gostou do Jogo do Caminho, mas teve pouco interesse pelo Figuras Escondidas, entretanto não encontrou dificuldades nos jogos. Essa criança utilizou os jogos computadorizados por uma hora e trinta minutos, sendo que desse total, sessenta minutos foram utilizados no jogo Boutique Educativa, vinte minutos no Jogo do Caminho e dez minutos no Figuras Escondidas.

Durante o jogo verbalizou o desejo de criar os próprios modelos de roupa para o "manequim". Como a menina é alfabetizada e não apresenta dificuldades de aprendizagem, seu bom desempenho na execução dos jogos era esperado. Mas sua participação mostrou que a parte lúdica dos jogos foi atendida.

Tabela 1: Desempenho das crianças no jogo Figuras Escondidas

Execução	Fase	Erros/menino	Erros/menina
Primeira	Primeira	5	1
	Segunda	11	0
Segunda	Primeira	1	0
	Segunda	7	0
Terceira	Primeira	0	0
	Segunda	3	0
Quarta	Primeira	0	0
	Segunda	1	0

A lingüista achou os jogos computadorizados adequados, pois apresentam o que se espera de um auxilio para a alfabetização/letramento. A psicóloga relatou que todos os jogos apresentam uma forma lúdica de interação com a criança, ao mesmo tempo em que passam um ensinamento relacionado com o aprender.

Discussão e Conclusão

Durante os teste dos jogos computadorizados percebemos que cada criança responde diferentemente aos jogos, sentindo-se mais interessada por um ou outro, respondendo melhor ao que mais lhe interessa, e isso possivelmente será diferente para cada faixa etária e sexo.

Percebemos que as pistas utilizando as múltiplas inteligências foram de grande ajuda para as crianças, e que a parte lúdica dos jogos correspondeu ao esperado.

Observamos que as principais vantagens dos jogos computadorizados em relação aos sintéticos foram a maior facilidade da introdução de pistas para o uso da teoria das Inteligências Múltiplas e a implementação fácil de varias fases. Alem do interesse maior das crianças pelos jogos computadorizados devidos aos clipes e animações é fácil verificar seu desempenho através da gravação dos resultados e menor intervenção do educador.

Sendo os jogos, a forma natural com que as crianças aprendem, desenvolvemos jogos computadorizados organizados de forma não escolarizada, com a intenção de fazer uma aproximação lúdica da criança com a base alfabética e, conseqüentemente, de aumentar seu interesse pelas atividades gerais de leitura e escrita. Vários pesquisadores [2], [3], [4], já demonstraram que ler e escrever não são aprendizagens resultantes exclusivamente do trabalho escolar, é o contato cotidiano com materiais escritos o principal instrumento para o desenvolvimento do letramento.

Assim, o desenvolvimento de jogos computadorizados organizados de forma não escolarizada, serve como uma prática de letramento inserida num contexto social maior, além dos muros da escola, principalmente porque mais recentemente, os textos eletrônicos têm fascinado leitores, que passam horas a fio na frente de um computador.

Desenvolvemos jogos verdadeiramente lúdicos, diferentes das práticas escolares de alfabetização. Entretanto estamos cientes que a prática de letramento propiciada pelos jogos aqui desenvolvidos, está longe de resolver as grandes questões do fracasso escolar. Acreditamos, porém, que ela possa contribuir tanto para a superação da aversão produzida pelas práticas escolares tradicionais de alfabetização que, muitas vezes, produzem o fracasso e a evasão, grandes problemas da educação brasileira, quanto para auxiliar a inclusão dos portadores de deficiências físicas, tão almejada atualmente.

Procuramos atingir a criança pelo seu desejo natural de brincar, de vencer, de "fazer de conta". Não se trata de engana-la. Trata-se de tirar a criança de uma situação, de um espaço que para algumas se tornou aversivo ou inacessível e colocá-las numa outra situação onde a linguagem está numa função social mais ampla, fora dos limites da escola. A intenção não é, portanto produzir material didático, mas produzir material lúdico, brinquedos (verdadeiros jogos), que envolvam a base alfabética.

Agradecimentos

À FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa) e à CAPES pelo auxílio financeiro.

Referências

[1] VALENTE, J.A., Liberando a mente – computadores na educação especial. Campinas, Gráfica da Unicamp, 1993, 314p.

[2] COOK-GUMPERZ, J. A construção social da alfabetização. Porto Alegre, Artes Médicas, 1991, 283p.

[3] FERREIRO, E., TEBEROSKY, A. Psicogênese da língua escrita. Porto Alegre, Artes Médicas, 1985, 284p.

[4] SMOLKA, A. L. B. A criança na fase inicial da escrita: a alfabetização como processo discursivo. Campinas, Cortez. 1993. 135p.

[5] GARDNER, H. Inteligências Múltiplas: A Teoria na Prática. Porto Alegre, Artes Médicas, 1995, 257p.

[6] GASPARY, A. C. A., RODRIGUES, M. S., GASPARY, L. P. Uma experiência do uso de software educacional e da teoria das inteligências múltiplas em educação especial. In: III CONGRESSO IBERO AMERICANO DE INFORMÁTICA NA EDUCAÇÃO ESPECIAL – CIIEE 2002, 3, Fortaleza, 2002. Resumo. Fortaleza, 2002. V. 1, p. 1-13..

ALTERAÇÕES NO TEMPO DE RECUPERAÇÃO DO NÓDULO SINUSAL DEVIDO À IDADE DO ANIMAL

D. P. Sanaiote* e C. M. G. de Godoy*

* Universidade de Mogi das Cruzes/NPT, São Paulo, Brasil

e-mail: daniellesanaiote@yahoo.com.br

Abstract: In this work we have determined Sinus Node Recovery Time (SNRT) in isolated right atrium of rats at different ages. The atrium was placed in the center of a perfusion chamber where electrical stimulation (train of pulses) and electrogram could be performed to determine SNRT. SNRT obtained from animal at ages 80 e 15 days were similar. SNRT obtained in rats older than 80 days were essentially the same of SNRT obtained in adult rats (>90 days). SNRT obtained in rats at ages between 15 days and 80 days were very discrepant in relation to the other studied age ranges. We concluded that the SNRT undergoes important variation during rat post-natal development.
***Keywords*: SNRT, age, isolated atrium**

Introdução

A avaliação clínica da função sinusal pode ser realizada através da determinação do TRNS, como também pela análise da variabilidade da freqüência cardíaca. [1]. O tempo de recuperação do nódulo sinusal (TRNS) é o intervalo que o mesmo demora para retomar sua atividade elétrica espontânea após ter sido submetido à estimulação elétrica. O TRNS apresenta dois componentes: a condução retrógrada (é o tempo que o estímulo aplicado no átrio demora para atingir o nódulo) e a condução anterógrada (é o tempo que o estímulo gerado no nódulo demora para atingir o átrio) como ilustrado na Figura 1 [2].

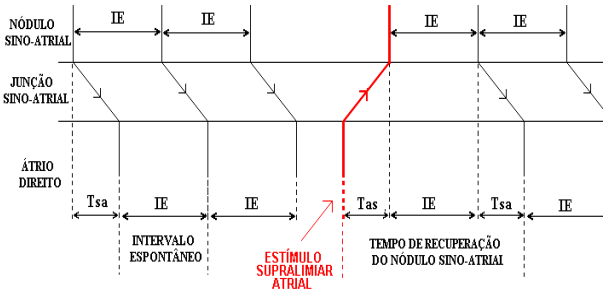


Figura 1: Diagrama ilustrativo de gênese da atividade elétrica no nódulo sino atrial e sua condução na junção sino atrial e átrio direito

Há um outro componente do TRNS que é a supressão adicional do automatismo ("overdrive suppression"). O "overdrive suppression", fenômeno observado durante a estimulação em alta freqüência, pode estar associado à liberação de acetilcolina, ao aumento da atividade da bomba de Na^+ e K^+, além da hiperpolarização da membrana celular [3].

As alterações no TRNS podem estar associadas à síndrome da doença do nódulo sinusal (SDNS), na qual há um distúrbio na gênese e na condução do impulso elétrico cardíaco. As manifestações clínicas da SDNS podem provocar bradicardia, bloqueio do sino atrial e problemas de condução [4]. Tal síndrome muitas vezes sugere o implante de marcapasso cardíaco artificial [5]. Sabe-se também que o ritmo cardíaco, controlado pelo nódulo sinusal, depende da atividade física realizada pelo animal, bem como da sua idade. As alterações no ritmo devido à idade do animal estão associadas ao fato das propriedades eletrofisiológicas básicas do coração se modificarem durante o seu desenvolvimento [6; 7; 8 e 9]. Adicionalmente, os efeitos cronotrópicos do coração aumentam com a idade e deteriora a função intrínseca do nódulo sinusal [10]. Em outro estudo foi observado uma significativa diferença entre os TRNS de ratos adultos (≅ 80 ms) e infantes (≅ 5.500 ms) para trens de pulsos com intervalo igual à 30% do intervalo espontâneo (IE). Isto sugere que cuidados especiais são necessários na análise eletrofisiológica do automatismo cardíaco em animais de faixas etárias diferentes [11].

Tendo em vista aprofundar os conhecimentos sobre a significativa diferença entre o TRNS de ratos adultos e infantes, propusemos determinar o tempo de recuperação do nódulo sinusal em átrios isolados de ratos na faixa etária de 20 a 90 dias.

Materiais e Métodos

Os experimentos foram realizados em átrios direitos isolados de ratos Wistar machos, com idades entre 20 e 90 dias (N=20), provenientes do Biotério da UNIFESP (Tabela 1).

Tabela 1: Caracterização da Amostra Biológica

Nº de animais	Idade dos animais (dias)	Peso do animais (g)	Peso do átrio direito isolado (g)
3	20-30	30-70	0,012-0,020
6	43-51	140-190	0,010-0,032
4	57-62	200-250	0,019-0,024
7	68-81	240-290	0,032-0,043

Os animais ficaram confinados no Biotério Central da Universidade de Mogi das Cruzes, o qual respeita o ciclo claro escuro de 12 horas (escuro das 7 h às 19 h).

O animal foi sacrificado por concussão cerebral, o coração deste foi retirado e colocado sobre uma placa de Petri contendo solução fisiológica de Krebs-Henseleit (em mM; NaCl 126.4, KCl 4.6, KH_2PO 1.2, $MgSO_4$ 1.2, $NaHCO_3$ 13.6, $CaCl_2$ 1.5, glicose 11.11). Em seguida isolou-se o átrio direito do coração, colocando-o na cuba de perfusão previamente preenchida com solução de Krebs-Henseleit, com temperatura constante à 36 ºC. O pH de 7.4 da solução foi mantido por meio de seu borbulhamento com carbogênio (95% O_2 + 5% CO_2). A solução foi introduzida na cuba através de um equipo bureta, previamente preenchido com solução de Krebs-Henseleit. O excedente da solução na cuba foi aspirado por um sistema de sucção à vácuo. Esperou-se no mínimo 40 minutos após o isolamento do átrio direito, para que este se estabilizasse.

A figura 2 ilustra a montagem experimental utilizada. Ao centro da montagem experimental está a cuba de perfusão localizada sobre uma pedra de mármore, na qual o átrio direito isolado foi colocado. A temperatura na cuba foi mantida a 36,5ºC por um sistema de circulação e controle de temperatura.

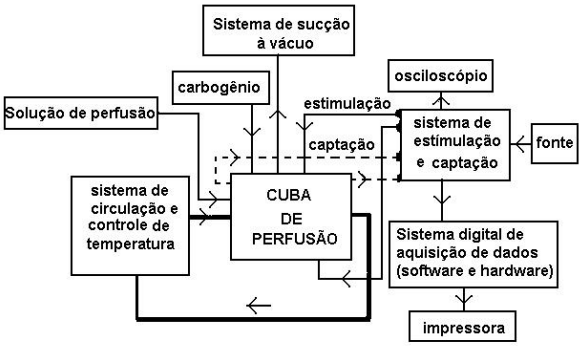


Figura 2: Ilustração da montagem experimental

Por meio de um sistema de captação, desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Biomédica do Núcleo de Pesquisas Tecnológicas (NPT) da UMC, captamos a atividade elétrica espontânea do átrio direito isolado de rato. Para isto, utilizamos três eletrodos de prata, soldados a um cabo de áudio-blindado estéreo. Os fios de Ag foram cloretados, sendo que, um destes eletrodos serviu de referência e dois para a captação. Este sistema é alimentado por uma fonte de tensão recarregável e isolada da rede desenvolvida especialmente para este fim, no Laboratório de Instrumentação Biomédica do NPT/UMC. O eletrograma atrial foi digitalizado e armazenado em um osciloscópio (Tectronix, TDS 210, interface para impressora). O registro obtido foi impresso em uma impressora jato de tinta (HP, Deskjet 392 C) para análise *a posteri.*

Os eletrodos de estimulação foram feitos de platina e soldados a um cabo coaxial de 50 Ohm, que fez a conexão entre a cuba de perfusão e o sistema de estimulação. Para diminuir os artefatos de estímulos, os eletrodos de estimulação foram posicionados na cuba de perfusão de forma a manter o plano definido por eles perpendicular ao plano definido pelos eletrodos de captação.

A partir da montagem experimental foi possível determinar o TRNS pelo método do trem de pulsos [12, 13 e 14]. O trem de pulso utilizado foi constituído de pulsos bipolares de tensão com duração de 5ms e amplitude duas vezes o limiar de estimulação atrial. Os intervalos entre os pulsos foram expressos como porcentagem do intervalo espontâneo (IE) exibido pelo átrio. Estipulamos, baseados em Faria & Godoy (2000), trens com intervalos entre pulsos de 80%, 50% ou 30% do IE [6]. O trem de pulsos foi aplicado ao tecido atrial por dois minutos. O TRNS foi definido como sendo o intervalo de tempo entre o pico do artefato de estímulo do último pulso do trem e o pico da próxima atividade espontânea exibida pelo átrio. O TRNS foi convertido em TRNS corrigido (TRNSc = TRNS - IE). Isto é feito para minimizar o efeito da variação da freqüência atrial sobre o TRNS [12, 13 e 15].

Resultados

Na figura 3 ilustra-se o gráfico do TRNSc (ms) em função da idade do animal, entre 15 e 120 dias ("scatter plot"). Os TRNSc (N=39) foram obtidos para trens com intervalos entre os pulsos iguais à 80%, 50% e 30% do IE. Os valores dos TRNSc de ratos com idade de 15 dias e alguns de ratos adultos foram publicados previamente por Faria & Godoy [11].

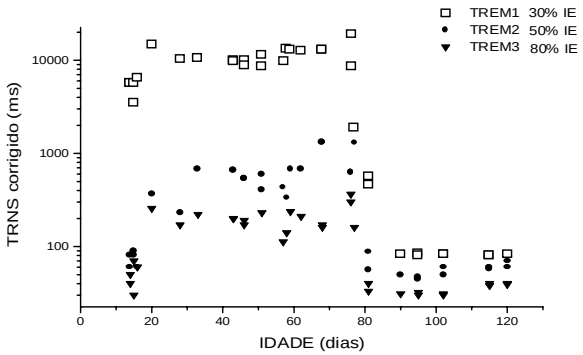


Figura 3: Gráfico do TRNS (ms) obtido para trens com intervalos entre os pulsos iguais à 80%, 50% e 30% do IE em tecidos atriais de ratos com idades entre 15 e 120 dias

Os TRNSc, obtidos com trens de pulso com intervalos entre pulsos de 80%, 50% e 30% do IE, para ratos na faixa etária de 20 a 80 dias, exibiram, respectivamente, valores em torno de 110, 140 e 10.000 (ms). Acima de 80 dias, os TRNSc obtidos exibiram, respectivamente, valores em torno de 30, 60 e 80 (ms). Os TRNSc obtidos para ratos na faixa etária de 15 dias foram essencialmente iguais aos de adultos, exceto para os obtidos com trem com intervalo entre pulsos iguais a 30% do IE, que exibiram valores em torno de 6.000 ms.

Discussão

Neste trabalho, verificamos que o TRNS de ratos com idades entre 80-90 dias são similares aos TRNS de ratos adultos (idade acima de 90 dias). Além disto, verificou-se que TRNS de ratos com idade inferior a 80 dias são maiores que os TRNS de ratos adultos, exceto para TRNS obtidos com trens de pulsos a 50% e 80% na idade de 15 dias.

Curiosamente, na mesma faixa etária em que ocorre a mudança drástica no TRNS, também muda significativamente o limiar de estimulação [16]. Isto corrobora a idéia de que há mudanças nas propriedades eletrofisiológicas do coração durante o desenvolvimento pós-natal, notadamente no que se refere à autorritmicidade e à excitabilidade. Tais modificações se mostraram mais evidentes em torno de 80 dias após o nascimento do rato.

Conjecturamos que o expressivo aumento do TRNSc em ratos com idades abaixo de 80 dias, pode estar associado a um aumento exacerbado do efeito "overdrive suppression" devido a possiveis alterações na modulação colinérgica que é esperada ocorrer durante o desenvolvimento do animal.

No momento, estamos investigando esta conjectura em nosso laboratório promovendo a estimulação colinérgica durante as medições deste parâmetro nas diferentes idades.

Conclusões

O TRNS muda significantemente com a idade do animal de maneira geral, concluímos que:

1. O TRNS de ratos com idade entre 80-90 dias são essencialmente iguais aos TRNS de ratos adultos (idade acima de 90 dias);
2. O TRNS de ratos com idade inferior a 80 dias são maiores que os TRNS de ratos adultos, exceto para TRNS obtidos com trens de pulsos a 50% e 80% na idade de 15 dias.

Agradecimentos

Agradeço ao serviço de manutenção da UMC que nos auxiliou na confecção dos suportes para a bancada experimental. Aos mestres de engenharia biomédica da UMC, Kleber de Magalhães Galvão e Daniela Machado Faria, bem como aos ex-técnicos do laboratório de eletrofisiologia e instrumentação biomédica Marcelo Ferri Birche, Alessandra Saragó e Sonia Natissumi Minami, pelo apoio nos experimentos. À FAPESP e a FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da UMC) pelo auxílio financeiro.

Referências

[1] HORNER S. M., MURPHY C. F., COEN, B., DICK, D. J., HARRISON F. G., VESPALCOVA Z. and LAB M. J., "Contribuition of heart rate variability by mechanical feedback: Streatch of the sinoatrial node reduces heart rate variability", *Circulation*. 94: 1762 – 1967, 1996.

[2] PRINSZE F. J., and BOUMAN L. N., "The cellular basis of intrinsic sinus node recorvery time", *Cardiovascular Research*. 25: 546-557, 1991.

[3] STEINBECK G. HALBERE R. and LÜDERITZ B., "Effects of atrial plancing on atrio-sinus conduction and overdrive suppression in the isolated rabbit sinus node", *Cir. Res.* 46 (**6**): 859 – 869, 1980.

[4] MANDEL W., HAYAKAWA H., DANZIG, R. and MARCUS H. S., "Evaluation of sino- atrial node function in man by overdrive suppression", *Circulation*. 44: 59-65, 1971.

[5] BERGFELDT L., ROSENQVIST M., VALLIN H., NORDLANDER R. and ASTRÖM H., "Screening for sinus node dysfunction by analysis of short-term sinus cycle variations on the surface electrocardiogram", *Am. Heart J.* 130: 141 –147, 1995.

[6] OLIVETTI G., ANVERSA P. and LOUD A. V., "Morphometric study of early post-natal drivelopment in right and left ventricular myocardium of the rat. III. Tissue composition, capillary growth and sarcoplasmic alteration", *Cir. Res.* 46: 530 - 512, 1980.

[7] BAR-HAIN Y., MARSHALL P. J. and FOX N. A., "Developmental Changes in Heart Period and High-Frequency Heart Period Variability From 4 Months To 4 Years Age", *Developmental Phychobioloy*. 37: 44 – 56, 2000.

[8] MAGUIRE C. T., BEVILACQUA L. M., WAKIMOTO H, GEHRMANN J. and BERUL C. I., "Maturational atrioventricular nodal physiology in the mouse", *Journal of Cardiovascular Eletrophysiolog*, 11 (**5**): 557 – 564, 2000.

[9] ANDERSON P. A. W., "The Heart and Development", *Seminars in Perinatology*. 20 (**6**): 482 – 509, 1996.

[10] KUGA K., YAMAGUCHI I. and SUGISHITA Y., "Age-Related changes of sinus node function and autonomic regulation in subjects without sinus node diase", *Japanese Circulation Journal*. 57: 760 – 768, 1992.

[11] FARIA D. M. and GODOY C. M. G., "Determinação do tempo de Recuperação do Nódulo Sinusal em Átrio de Ratos Infantes e Adultos", *Anais do XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, 2000, pp. 118 – 120, 2000.

[12] NARULA O. S., SAMET P. and JAVIER R. P., "Significance of the sinus-node recorvery time", *Circulation.* 45: 140 –158, 1972.

[13] MARQUES J. L. M., BASSANI R. A. and BASSANI J. W. M., "Methodology and instrumentation for the in viltro sinus node Recovery time determination", *Journal of Pharmacological Method.* 23: 117 –127, 1990.

[14] MARQUES J. L. B., RUIZ E. V., BASSANI R. A. and BASSANI J. W. M., "Ifluence of stimulatory parameters on sinus node recovery times: na in vitro study", *Brazilian J. Med Biol. Res*. 21: 1074 – 1082, 1988.

[15] BASSANI J. W. M., GODOY C. M. G. and BASSANI R. A., "Effect of Ryanodine on the *In Vitro* Sinus Node Recovery Time", *Brazilian J. Med. Biol. Res*. 32 (**8**)1039 - 1044, 1999.

[16] GODOY C. M. G., GALVÃO K. M., BACARIN T. A. B. and FRANCO G. R., "The effects of electrode position on the excitabitity of rat atria during postnatal development", *Physiol. Meas*. 23 (**2**): 1-11, 2002.

ANÁLISE DA FREQÜÊNCIA CARDÍACA *IN VIVO* E *IN VITRO* DE RATOS COM EPILEPSIA

D. B. Colugnati[*], P. M. Rangel[*] ,R. M. Arida[*†], P. A. P. Gomes[*], E. A. Cavalheiro[†], F. A. Scorza[*†]

*Universidade de Mogi das Cruzes, Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Mogi das Cruzes, Brasil.
†Universidade Federal de São Paulo, Laboratório de Neurologia Experimental, São Paulo, Brasil.

e-mail: dcolugnati@yahoo.com.br

Abstract: It has been believed that cardiac dysfunction could possibly contribute to sudden unexpected death in epilepsy (SUDEP). Based on this, the aim of our study was to evaluate the heart rate (HR), *in vivo* and *in vitro*, of chronic epileptic rats induced by pilocarpine. Adult male Wistar rats (n=5) were given pilocarpine hydrochloride to induce *status epilepticus*. Control rats (n=5) received saline solution instead pilocarpine. Our results showed significant differences in the mean HR *in vivo* between the groups. In contrast, we did not find differences during *in vitro* experiments. This findings suggest that hearts of rats with epilepsy did not present an altered rhythm intrinsically.
Key words: Epilepsy, Heart rate, SUDEP.

Introdução

O fenômeno de morte súbita em epilepsia (SUDEP) tem sido descrito desde 1910 [1]. Para um melhor entedimento desse fenômeno, pesquisadores propuseram, em 1996, no congresso internacional sobre epilepsia e morte súbita, uma definição para SUDEP: o óbito deve ocorrer de maneira não traumática, sem afogamento, com ou sem relato de crise, excetuando-se *status epilepticus* e os exames realizados após a morte não podem revelar causas anatômicas ou toxicológicas para a morte [2].

O SUDEP ainda não está totalmente esclarecido, no entanto, uma possível explicação é que este poderia ter causa cardiogênica. Sabe-se que as arritmias são acompanhadas por uma ativação neural, tanto em humanos, quanto em modelos experimentais [3; 4; 5]. Paralelamente, alguns estudos sugerem a existência de isquemia miocárdia [6] e arritmias [7] em pacientes com epilepsia do lobo temporal.

Além das alterações anatômicas e funcionais relatadas acima, evidências mostram também um aumento da atividade do sistema nervoso simpático durante as crises epilépticas [8].

Sendo assim, o objetivo do nosso estudo foi avaliar a freqüência cardíaca (f_C), no período livre de crises, *in vivo* e *in vitro* de animais com epilepsia e compará-las com as de animais sem tal patologia. Para isto, utilizamos o modelo de epilepsia induzido pela pilocarpina, o qual retrata com fidedignidade o fenômeno humano de epilepsia do lobo temporal [9].

Metodologia

Neste trabalho utilizamos 10 ratos machos, da raça Wistar, adultos, pesando entre 200 e 250g no início dos experimentos. Os animais foram provenientes do Biotério Central da Universidade Federal de São Paulo e alojados no Biotério Central da Universidade de Mogi das Cruzes, onde tiveram livre acesso à comida e água. As condições do nosso biotério obedecem a um ciclo claro-escuro de 12 horas (claro: 7:00h - 19:00h), sendo a temperatura ambiente mantida constante entre $21^{\pm}$ 1°C.

Para obtenção de animais com epilepsia (n=5), utilizamos o modelo da pilocarpina [9]. Basicamente o procedimento consciste na aplicação intraperitoneal de pilocarpina (350mg/Kg), precedida da aplicação subcutânea de metil-escopolamina (1mg/Kg) com a finalidade de bloquear os efeitos periféricos da pilocarpina. Esse procedimento foi realizado em animais de 60 dias. Os animais pertencentes ao grupo controle (n=5) receberam, também aos 60 dias, os mesmos procedimentos dos animais tratados, porém as drogas foram substituídas por solução salina.

Para estudar a f_C *in vivo* de ambos os grupos, utilizamos um instrumento, desenvolvido e validado em nosso laboratório, o qual nos permite monitorar a atividade elétrica cardíaca sem que os eletrodos estejam fixos ao corpo do animal. Este procedimento é de fundamental importância, pois qualquer evento estressante é capaz de alterar a f_C.

Tal montagem é composta por uma caixa de acrílico com quatro pás de aço inoxidável (apoio do animal), uma plataforma de conexão para eletrodos e um amplificador de biopotenciais (todos confeccionados em nossos laboratórios). Além disso, utilizamos um osciloscópio para monitoração da f_C.

Ligado a cada eletrodo temos um fio cuja terminação é conectada a um dos bornes bananas da caixa de comutação. Esta caixa tem como função possibilitar que as entradas do amplificador sejam trocadas manualmente, de acordo com a posição do animal dentro da caixa. A situação ideal (melhor visualização da atividade elétrica do coração no osciloscópio) é aquela na qual as duas patas dianteiras

do animal estão ligadas às duas entradas do amplificador diferencial, e uma das patas traseiras está ligada à referência do amplificador. No entanto, já obtivemos bons registros em outras situações.

A caixa de acrílico tem 170mm de largura, 115mm de profundidade, 230mm de altura e possui 4 fendas laterais onde os eletrodos de aço inox são introduzidos. Vale a pena salientar que tais peças são cortadas de uma folha de 1mm de espessura, com 60mm de largura e 170mm de comprimento, dobradas de forma a se sustentarem na caixa com o peso do animal, sem a necessidade de parafusos (Figura 1).

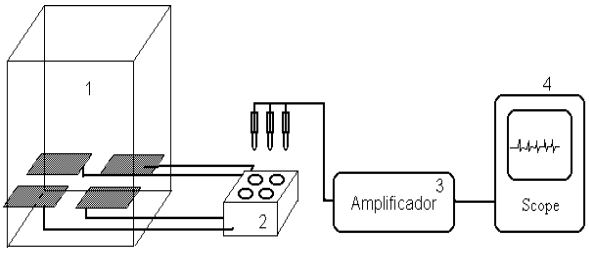


Figura 1: Sistema de medição de f_C: 1) caixa de acrílico com eletrodos de captação; 2) comutador dos eletrodos; 3) amplificador; 4) osciloscópio.

Os animais eram introduzidos na caixa e permaneciam durante 15 minutos para habituação. Após esse período, dava-se início a medida da f_C.

Ao término desta etapa, iniciamos os procedimentos para análise da f_C *in vitro* os quais foram realizados com 4 animais, para cada grupo.

Utilizamos uma câmara experimental, desenvolvida em nosso laboratório, que permite a realização dos experimentos de forma controlada e reprodutível. Esta câmara permite que o coração isolado seja mantido sob perfusão com solução fisiológica, de forma retrógrada pela aorta (preparação de Langendorf). Neste procedimento é necessário que: a temperatura da solução seja controlada (34 ± 1° C) e a solução seja continuamente borbulhada com Carbogênio (95%O_2 + 5%CO_2) de modo que o pH seja mantido constante em 7,4 (Figura 2).

Um transdutor de pressão está acoplado, através de uma torneira de três vias, à via de perfusão do coração. A torneira de 3 vias permite que a solução ejetada pelo ventrículo esquerdo siga em direção ao transdutor de pressão, garantindo que a pressão exercida pela coluna de solução proveniente do ventrículo seja captada. Utilizamos os registros de pressão para calcular a freqüência cardíaca

Os animais foram sacrificados por concussão cerebral (de acordo com o Canadian Council on Animal Care Rules, 1993). Após a decapitação, a caixa torácica do animal era rebatida, seu coração removido e submerso em solução de Krebs-Hanseleit (KH), para promover a saída de sangue de suas câmaras e vasos. Após este procedimento, o coração era fixado à cânula e perfundido durante 40 minutos para que ocorresse a estabilização do coração (valores de freqüência e pressão constantes). A partir do momento em que o coração se apresentava estável, a f_C era medida.

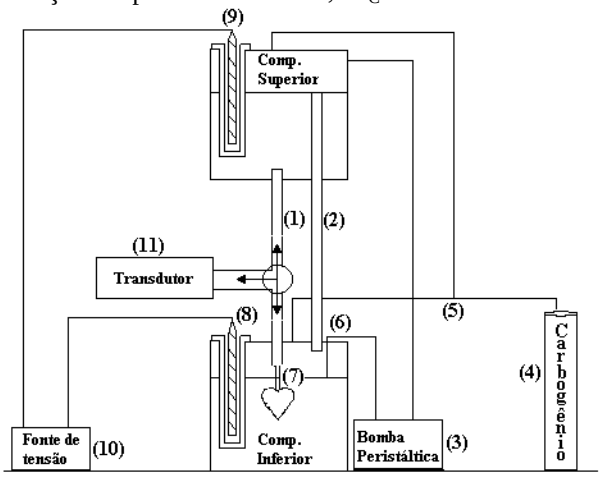


Figura 2: Figura esquemática da câmara experimental. Ao centro, temos a câmara com seus compartimentos inferior e superior, interligados por uma mangueira de perfusão (1) e uma mangueira lateral (2), (3) bomba peristáltica, (4) cilindro de carbogênio, (5) e (6) mangueiras para condução de carbogênio e circulação da solução respectivamente, (7) cânula para a aorta, (8) e (9) resistências, (10) fonte de tensão e (11) transdutor.

Análise dos Dados: Apresentamos a média e o erro padrão da média (EPM) de f_C , para os grupos de animais sem e com epilepsia. Para determinarmos se havia ou não diferenças estatísticas entre as médias aplicamos o Teste T de Student. Consideramos diferenças estatisticamente significativas se $p<0,05$.

Resultados

Nossos resultados mostraram que as médias das f_C *in vivo* de ambos os grupos apresentaram valores estatisticamente diferentes ($p = 0,0026$), sendo que o grupo tratado apresentou valores mais elevados que o grupo de animais sem epilepsia (Figura 3).

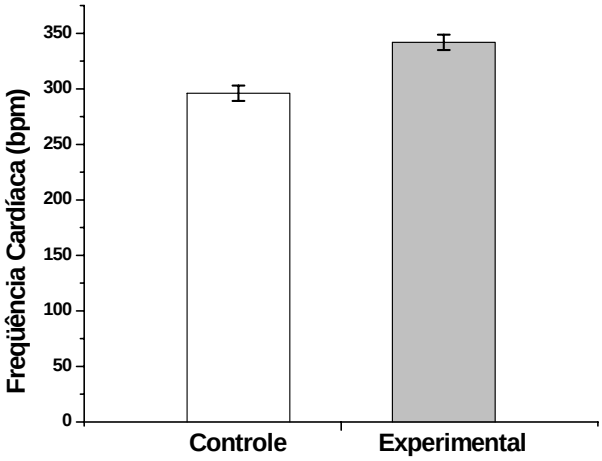


Figura 3: Médias e erros padrão das médias das f_C *in vivo* de animais sem (296±7 bpm) e com epilepsia (342±8 bpm).

Entretanto, não observamos diferenças significativas entre os grupos estudados (p = 0,5307) quando analisamos as f_C *in vitro*, o que pode ser observado na Figura 4.

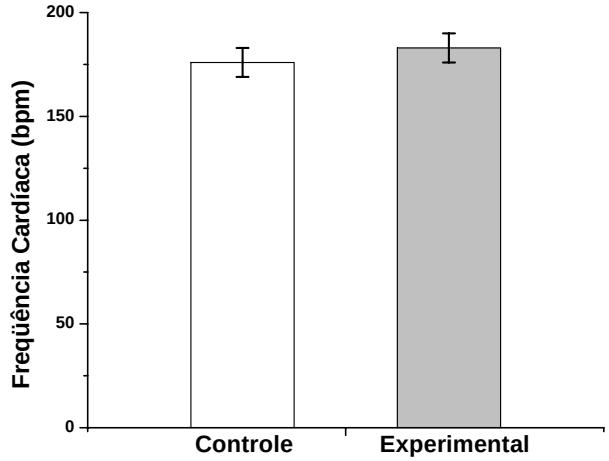


Figura 4: Médias e erros padrão das médias das f_C *in vitro* de animais sem (176±7 bpm) e com epilepsia (183±7 bpm).

Discussão

Nosso trabalho avaliou a freqüência cardíaca (f_C) *in vivo* e *in vitro* de animais com e sem epilepsia. Leutmezer e colaboradores [10] mostraram, em seres humanos, a ocorrência de alterações do ritmo cardíaco antes, durante e após as crises epilépticas, as quais eram dependentes das estruturas cerebrais envolvidas. Com o objetivo de realizar um trabalho mais controlado do que aqueles realizados com humanos, utilizamos um modelo de epilepsia que padroniza o tipo e a frequência de crises epilépticas. Além disto, foram controladas variáveis como idade, sexo e tempo de patologia, permitindo analisar a f_C tanto sob influência modulatória do sistema nervoso central (*in vivo*), quanto sem esta influência (coração isolado), o que não se encontra descrito na literatura até o momento.

Obtivemos valores de f_C, *in vivo*, maiores para animais com epilpsia (342±8 bpm) em relação ao grupo controle (296±7 bpm) concordando com os resultados de Drake e colaboradores que mostraram f_C aumentadas de pacientes portadores de epielpsia no período entre crises [11].

Os valores obtidos *in vitro* de ambos os grupos não mostraram diferenças significativas: tratado (183±7 bpm) e controle (176±7 bpm).

Conclusão

O fato de termos encontrado diferenças entre os grupos estudados na f_C *in vivo*, mas não *in vitro*, sugere que os corações dos animais com epilepsia não têm sua autoritmicidade alterada intrinsicamente. No entanto, sob a influência do sistema nervoso autônomo, este órgão pode apresentar alterações funcionais que aumentam a probabilidade de ocorrêrncia do SUDEP.

Agradecimentos

À FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da UMC), CAPES e CNPq pelo auxílio financeiro.

Referências

[1] MUNSON J.F., "Death in epilepsy", Med Rec. 77, 58-62, 1910.

[2] NASHEF L., "Sudden unexpected death in epilepsy: terminology and definitions", Epilepsia. 38 (suppl): s6-s8, 1997.

[3] NATELSON B.H., CHANG Q., "Sudden death: a neurocardiologic phenomenon", Neurol Clin. 11, 293-308, 1993.

[4] NATELSON B.H., "Neuro-cardiology: an interdisciplinary area for the eighties", Arch Neurol. 42, 178-184, 1985.

[5] LATHERS C.M., SCHRAEDER P.L., "Autonomic dysfunction in epilepsy: characterization of autonomic cardiac neural discharge associated with pentylenetetrazol-induced epileptogenic activity", Epilepsia. 23, 633-647, 1982.

[6] DEVINKSY O., PRINCE B.H., COHEN, S.I., "Cardiac manifestations of complex partial seizures", Am. J. Med. 80, 195-202, 1986.

[7] BLUMHARDT L.D., SMITH P.E.M., OWEN L., "Electrocardiographic accompaniments of temporal lobe epileptic seizures", Lancet. 1052-1055, 1986.

[8] BENOWITZ N.L, SIMON R.P., *STATUS EPILEPTICUS*: divergence of sympathetic activity and cardiovasculkar response, Ann Neurol. 19, 197-199, 1983.

[9] TURSKI W.A., CAVALHEIRO E.A., SCHWARZ M., CZUCZWAR S.J., KLEINROK Z., TURSKI L., "Limbic seizures produced by pilocarpine in rats: Behavioural, electroencephalographic and neuropathological study", Behav. Brain Res. 9, 315-335, 1983.

[10] LEUTMEZER F., SCHERNTHANER C., LURGUER S., PÖTZELBERGER K., BAUMGARTNER C., "Electrocardiographic Changes at the onset of Epileptic Seizures", Epilepsia. 44 (3), 348-354, 2003.

[11] Drake, M.F, Raider, C.R., Kay, A., "Electrocardiography in epilepsy patients without cardiac symptoms", Seizure 2, 63-65, 1993.

PROPOSTA DE NOVA TÉCNICA DE PREVENÇÃO DE ÚLCERAS POR PRESSÃO PARA LESADOS MEDULARES, EM CADEIRA DE RODAS

M. C. Machado*, M. A. Fumagalli* e A. C. Alckmin*

* Universidade de Mogi das Cruzes / Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Mogi das Cruzes, Brasil

e-mail: marcio@umc.br

Abstract: Pressure sore are wounds which happen due to the compression on human skin capillary for a long time. This study was based in the weight distribuition on the ischial tuberosity region above air cushion surface on the chair, to reduce the interface pressure (IP). A pneumatic system to move the base chair, was fixed on a chair built in a laboratory. The (IP) results, due to the base chair movement, reflect the initial purpose. To get authentic results, the increase of sensor numbers, with control of air cushion inner pressure and the base chair move, with spinal cord injured patients, is the sequence of the initial objective of this research.
Key words: **pressure sore, interface pressure**

Introdução

As úlceras por pressão são feridas que ocorrem em indivíduos que fazem uso de cadeira de rodas ou leitos, hospitalar e residencial, e que permanecem durante muito tempo sem alteração da posição realizando pressão em proeminências ósseas. Estas úlceras ocorrem sobre a área da pele e dos tecidos subjacentes, na ação de uma força peso do próprio indivíduo, causando uma pressão localizada sobre esta área [1] [2] [3]. Quando a pressão sob os tecidos é prolongada, o processo de isquemia do tecido comprimido ocorre pela ausência de fluxo sangüíneo nos vasos capilares, diminuindo a capacidade nutricional do sistema vascular e linfático dos tecidos da pele e subcutâneo que nutrem as células. Pressões sobre o tecido capilar acima de 60 mm Hg, por um período de uma hora, podem favorecer o início do processo de isquemia do tecido [4].

A incidência das úlceras por pressão ocorre nas áreas do tecido que estão sobre proeminências ósseas. Estas feridas são crônicas e dependendo de seu grau de desenvolvimento, podem atingir estruturas ósseas e órgãos, decorrentes de uma compressão tecidual crônica com comprometimento da vascularização e consequente isquemia. Neste estudo abordaremos somente as úlceras por pressão de ocorrência vascular comprimida.

Úlceras por pressão em pacientes hospitalizados em fase aguda ocorrem em média entre 1 a 5 %; em pacientes confinados a leitos ou cadeira de rodas por um período de no mínimo 3 semanas, a incidência eleva-se para 7,7% [1]. A utilização de escalas, como classificação do desenvolvimento da úlcera por pressão, possibilita a avaliação das partes afetadas com maior confiabilidade para monitorar o processo de evolução da patologia [2]. A postura de uma pessoa sobre cadeira de rodas pode afetar significativamente a orientação pélvica e o aparecimento de uma úlcera por pressão sobre as tuberosidades isquiáticas [3][4]. Quanto à melhor distribuição da pressão sobre a superfície de sustentação do peso, os sistemas que utilizam almofadas infladas com ar são considerados como os de maior eficiência [5].

Em face da gravidade do problema, este trabalho tem como objetivo a construção de um sistema mecânico, que permite o deslocamento do assento de sustentação por um sistema pneumático. Este sistema mecânico produzirá de tempos em tempos o deslocamento do paciente, distribuindo assim o peso de um indivíduo sobre a superfície do assento. Um sistema de medidas para monitorar a pressão de interface em vários pontos do assento será construído.

Materiais e Métodos

Para atingir a proposta deste trabalho foi desenvolvida uma estrutura de uma cadeira, construída em tubos de aço com seção circular e retangular, com características dimensionais semelhantes ao de uma cadeira de rodas, conforme Figura 1. O tecido do assento de sustentação, denominado assento móvel, bem como do apoio lombar, foi constituído de material polímero, tipo vinil. Sobre este assento foi colocada uma almofada inflada com ar, do tipo casca de ovo, fabricada em material plástico com dimensões de 45 x 45 cm, com capacidade de peso de até 100 kg. Foi desenvolvido um sistema de articulação do assento móvel, permitindo a sustentação e a inclinação deste assento.

O acionamento do assento móvel foi obtido por um sistema pneumático fixado à parte inferior da estrutura da cadeira. Este sistema pneumático é composto por dois cilindros de capacidade de até 941 N cada, válvulas de controle de fluxo e temporizador pneumático alimentados por uma rede de ar pressurizado. Os cilindros estão posicionados de tal maneira que o assento se movimente em dois planos.

Para a identificação da pressão de interface, foi montado em laboratório um sensor de pressão do tipo capacitivo, de área igual a 100 cm^2, constituído por duas camadas de papel alumínio como condutor e um camada de borracha, como material dielétrico. Uma vez

conhecido o mapeamento das pressões resultantes do peso de uma pessoa sobre uma almofada inflada com ar, o sensor foi posicionado sobre a almofada, em volta da região das tuberosidades isquiáticas [5].

Propusemos a fazer o deslocamento do peso sobre a almofada a cada 20 minutos [9] [10] [11]. O movimento do assento móvel foi produzido através de dois pistões pneumáticos, posicionados e fixos na base da cadeira.

Tomando como plano horizontal de referência o assento de sustentação, o movimento de inclinação foi solicitado em relação aos eixos x e y deste plano, para as posições lateral e frontal, com deslocamento de até 10 mm de altura e verificação da mudança da interface de pressão após 1 minuto.

Parâmetros para análise da distribuição de pressão:

1. pressão máxima de interface para cada posição;
2. pressão mínima de interface para cada posição;
3. deslocamento máximo do assento móvel;
4. período de deslocamento do assento móvel;
5. pressão interna da almofada.

Para apresentação destes resultados, foi utilizado um indivíduo com massa corporal de 77 kg.



Figura 1: Cadeira com sistema pneumático, para movimento do assento de sustentação.

Resultados

A eficiência da utilização do sistema pneumático, para distribuição do peso sobre a almofada e consequentemente, para a diminuição da pressão de interface pode ser verificada pela figura 2, onde foi produzido em função do deslocamento do plano horizontal (posição lateral), e verificado na figura 3 produzido em função do deslocamento do plano horizontal (posição frontal).

A pressão da interface foi mantida constante na faixa de 5 a 10 mm do deslocamento do plano horizontal, para as posições lateral e frontal. Porém, após esta posição a pressão começa a aumentar. Este fato pôde ser verificado pela presença constante do peso sobre a almofada.

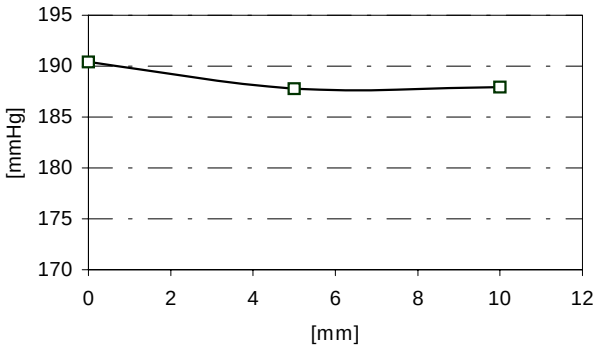


Figura 2: Pressão de interface em função do deslocamento do plano horizontal, posição lateral.

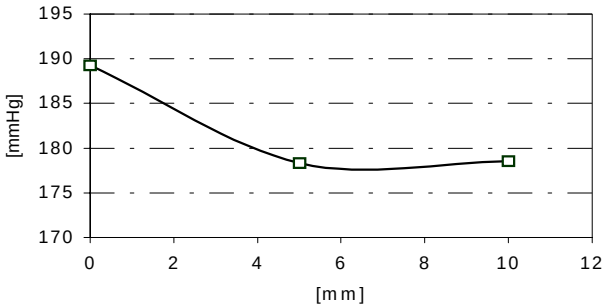


Figura 3: Pressão de interface em função do deslocamento do plano horizontal, posição frontal.

Deve-se observar também que os resultados de pressão obtidos são influenciados pela pressão interna da almofada [5].

Discussão

Como os dados foram coletados com um indivíduo que não possuía lesão medular, a pequena variação da diminuição da pressão apresentada nas figuras 2 e 3 se deve em parte à posição final da pessoa quando sentada sobre a cadeira. Com o movimento de inclinação do assento, a pessoa involuntariamente procura manter o equilíbrio, fato este que não ocorre com pessoas que possuem lesão medular com déficit sensorial e motor.

Para obter maior eficiência do sistema de distribuição do peso sobre o assento de sustentação da cadeira, esta pesquisa terá continuidade, dando ênfase na utilização de lesados medulares para um resultado mais fidedigno.

Com o aumento do número de sensores de pressão sobre a almofada inflada com ar, controlando simultaneamente a pressão interna da almofada de sustentação e definindo a atuação do movimento de inclinação do plano horizontal, poderemos alcançar maior eficiência na análise da distribuição da pressão da interface durante a movimentação.

Conclusão

Os resultados mostram que foi realizado com êxito a construção de um sistema mecânico, que permite o deslocamento do assento de sustentação por um sistema pneumático, e o monitoramento da pressão durante a movimentação do assento.

Vale lembrar que a pesquisa está em andamento, e também faz necessário novos testes para a verificação do comportamento do lesado medular.

Agradecimentos

À Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa e a UNITEC – Distribuidor Autorizado Parker, pelo suporte e doações ao projeto.

Referências

[1] KOSIAN M., KUBICEK W. G., OLSON M., et al. "Evaluation of pressure as a factor in the production of ischial ulcers", *Archive Physical Rehabilitation* . (39): 623 - 629, 1985.

[2] DANIEL R. K., PRIEST D. L., WHEATLEY D. C., "Etiologic factors in pressure sores: an experimental model". *Archive Physical Rehabilitation* . (62): 492 - 498, 1981.

[3] FALANGA V., "Chronic wounds: pathophysiologic and experimental considerations". *Prog Dermatology*. 26 (4): 1 – 8, 1992.

[4] HEDERSON J.L., PRICE S.H., BRANDSTATER M. E.,"Efficacy of three measures to relieve pressure in seated persons with spinal cord injury", *Archive Medical Rehabilitation*. 75: 535 – 539, 1994.

[5] KANJI L.F., WILKING S.V.B., PHILIPS T.J., "Continuing medical education", *Journal of the American Academy of Dermatology*. (38): 517 – 532, 1998.

[6] YARKONY G. M., KIRK P. M., et all. "Classification of pressure ulcers". *Archive Demartology.* (126): 1218 – 1219, 1990.

[7] KOO J.K.K., MAK A.F.L., LEE Y.L., "Posture effect on seating interface biomechanics: comparison between two seating cushions". *Archive Medical Rehabilitation*. (77): 40 – 47, 1996.

[8] TANIMOTO Y., TAKECHI H., et all. "The study of pressure distribution in sitting position on chushions for patient with spinal cord injury". *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement.* (47): 1239 – 1243, 1998.

[9] STAAS W. E., LAMANTIA G., "Decubitus ulcers and rehabilitation medicine", *International Journal Dermatology* . (21): 437 – 444, 1982.

[10] FORDYCE W. E., SIMONS B.C., "Automated training system for wheelchair pushps". *Public Health Rep.* (83): 527, 1968.

[11] AGRAWAL B. K., TOBY A., VICICH I., "Posture effect on seating interface biomechanics: comparison between two seating cushions". *Archive Medical Rehabilitation*. (77): 40 – 47, 1996.

UMA PROPOSTA DE AMBIENTE VIRTUAL PARA AUXILIAR NA APRENDIZAGEM DE ELETROCARDIOGRAFIA BÁSICA

M. C. L. Varella*, S. F. ª Barretto*, J. T. Takahashi*, A. Y. Kaneto*.

* UMC – Universidade de Mogi das Cruzes / NPT, Mogi das Cruzes, Brasil.

E-mails: mariliaclv@uol.com.br, saulo@umc.br, juliana@matter.ccet.umc.br, ayk@terra.com.br

Abstract: The electrocardiogram is an extremely important exam in medical diagnosis, mainly in the emergency room where frequently is the only clinical tool available. However, there is a recognized deficiency in the acquisition of basic concepts of electrocardiography during the medical education. This article presents a model of virtual learning environment developed with the objective of helping medical students to gain knowledge of new concepts of basic electrocardiography. The article discusses the approach utilized to adapt the contents of an ECG course to the cyberspace and the technology applied to develop the learning environment.
Keywords:Distance Education, Electrocardiography, Internet, Medical Education

Introdução

O eletrocardiograma é um exame muito útil na prática médica, de custo baixo e rápida execução. É essencial ao diagnóstico e acompanhamento de doenças que afetam o sistema cardiovascular [1], em emergência médica e como exame preventivo, possibilitando o diagnóstico precoce de cardiopatia em pacientes assintomáticos. É o exame complementar mais utilizado na prática cardiológica [2]. Sabe-se, entretanto, que existem problemas no seu aprendizado pelos alunos de medicina, reduzindo a qualidade da prática do médico que, ao se formar, não tenha adquirido proficiência na interpretação de um traçado eletrocardiográfico [3].

O ensino da eletrocardiografia está em geral ligado à disciplina de cardiologia como um tópico desenvolvido ao longo do curso, habitualmente na época pré-internato, sendo a carga horária variável nas diversas escolas de medicina. O conteúdo costuma ser desenvolvido através de aulas expositivas, complementadas pela prática à beira do leito ou no ambulatório de especialidade. Seria, portanto, de se esperar que, tendo sido aprovado nas disciplinas básicas e após a realização do internato nos últimos anos de graduação, o aluno terminasse o curso médico sabendo interpretar um eletrocardiograma. Isto não é, porém, o que tem ocorrido na maioria das vezes. O médico recém formado se ressente da falta de conhecimento e segurança na hora de empregar seus conhecimentos [4] e uma interpretação errada do eletrocardiograma pode ter conseqüências imprevisíveis para o paciente [5].

Uma primeira explicação levantada para a deficiência de conhecimento do graduando em eletrocardiograma é a de que este é um exame que requer prática de muitas horas, o que inclui a observação de milhares de traçados [2, 6]. O tempo que o aluno tem para se dedicar ao treinamento de eletrocardiografia no curso de medicina seria insuficiente para dar-lhe a autonomia necessária para uma interpretação correta. Além disso, esta forma de aquisição do conhecimento de eletrocardiografia é discutível. O cérebro humano não é programado para a memorização de milhares de traçados diferentes [7]. Sendo assim, faz-se necessária alguma forma de aprendizado que permita não a simples memorização na forma de repetição dos padrões eletrocardiográficos, mas métodos que ofereçam a compreensão mais profunda do eixo elétrico cardíaco e dos traçados, suas variações e possíveis alterações. Isto exige uma revisão da física, da eletrofisiologia e da anatomia cardíaca, ou seja, de conceitos que foram dados nas disciplinas básicas. Sendo o eletrocardiograma um registro gráfico da atividade elétrica cardíaca, estas noções são necessárias para que os fenômenos elétricos possam ser compreendidos. Este aprendizado, por sua vez, nem sempre é fácil, pois implica num nível de abstração pouco atraente para o acadêmico de medicina, cuja tendência é procurar no ensino situações concretas que envolvam o seu relacionamento com o paciente.

O desenvolvimento da informática e a sua extensa aplicação na educação médica através de recursos de multimídia e da Internet possibilitaram o desenvolvimento de um novo tipo de ensino à distância. Foram, sobretudo nos últimos dez anos, desenvolvidos softwares e portais na Web com o objetivo de divulgar todo tipo de informação médica e permitir a busca de artigos, a atualização em áreas específicas e o treinamento médico. O crescimento desordenado de sites de educação médica tem levado, entretanto, a um questionamento sobre as reais vantagens e desvantagens desta modalidade de ensino à distância. Além disso, existe hoje uma preocupação da comunidade científica em estudar propostas de modelos pedagógicos que possam ser testados e validados nos anos futuros.

A quase totalidade dos sites atualmente disponíveis está voltada para médicos, não tendo uma proposta pedagógica específica para sua utilização por estudantes de medicina. Além disso, a quantidade e qualidade de

traçados eletrocardiográficos que são apresentados, são muitas vezes de média ou grande dificuldade para o aluno de graduação que, não tendo sedimentado as noções de anatomia e eletrofisiologia, acaba se desinteressando pelo estudo. Na maioria das vezes o estudo através do computador não faz parte do currículo médico e nem é estimulado pelos professores. Temos então um problema: existe a informação, ela está disponível, a Internet parece ser um meio extremamente promissor para utilização na educação médica, mas não há uma forma sistemática que permita que o estudante de medicina aprenda a se servir desta informação.

O objetivo deste trabalho é apresentar o desenvolvimento de um ambiente virtual de aprendizagem de eletrocardiografia dedicado a auxiliar os alunos da área médica, ao mesmo tempo procurando observar diferentes aspectos da aprendizagem via Web e de novos conceitos envolvendo seu design e aplicação.

Inicialmente este artigo apresenta a proposta do modelo de ambiente virtual de aprendizagem, juntamente com a proposta gráfica deste ambiente. Em seguida descreve a maneira como foi gerado o conteúdo on-line de eletrocardiografia. Uma série de figuras, extraídas do site do curso, ilustram o texto. A criação deste ambiente de aprendizagem foi inspirada nas experiências conduzidas no projeto Frame of Mind, que é uma linha de pesquisa de educação à distância do Mestrado em Engenharia Biomédica da Universidade de Mogi das Cruzes. Este projeto apresenta a proposta de um modelo de um ambiente computacional para a aprendizagem individualizada e colaborativa, via Internet. O curso de eletrocardiograma está acessível através do site do projeto: http://www.npt.umc.br/frameofmind

A Proposta de um Modelo de Ambiente Virtual de Aprendizagem

O projeto de pesquisa Frame of Mind tem como objetivo desenvolver um modelo pedagógico para a utilização do ciberespaço (Internet/Computador) como instrumento de apoio à aprendizagem. Dentro da filosofia que norteia este trabalho, deve ser dito que não se trata apenas de dispor o conteúdo do curso pela Internet, com a inclusão ou não de recursos de multimídia, mas da exploração de toda a potencialidade que o ciberespaço traz para o cenário educacional. Desta forma, a ferramenta computacional é vista apenas como um instrumento que auxilia na construção do conhecimento. O foco está na aprendizagem, que é entendida como sendo um processo ativo, no qual novos conceitos são compreendidos através de tarefas e de reflexão, em oposição ao ensino, que é mais uma "conversação" entre o professor e o aluno e que depende sempre da presença, seja pessoal ou virtual, do professor [8]. O professor tem, portanto, na filosofia pedagógica do projeto Frame of Mind, o papel de tutor-facilitador *on-line* de uma aprendizagem que se pretende que venha a ser, com o amadurecimento do próprio projeto, cada vez mais ativa, reflexiva e independente.

Não se pretende substituir, com o uso da Internet, a utilização dos livros que são fundamentais à formação do médico, nem as aulas presenciais, onde o fator interação humana é, e sempre será, fundamental. O aluno deve aprender que tudo é importante: o professor, o aluno, o livro, a prática à beira do leito e o uso regular da Internet para o seu aprendizado. Daí a importância de se discutir um modelo pedagógico que, como já foi dito, deve ser criado, proposto e validado através de sua utilização, para que no futuro se possa discutir mudanças na estrutura do curso presencial, na otimização das horas passadas dentro da sala de aula e, conseqüentemente, do próprio currículo médico. Por isso, o desenvolvimento do projeto Frame of Mind depende fundamentalmente do retorno dado pelo aluno às experiências conduzidas. Trata-se, portanto, de uma pesquisa a longo prazo e que requererá constantes aperfeiçoamentos.

O ambiente aqui proposto deve ser utilizado de maneira paralela à aula teórica e prática, de modo que se possa compreender de que forma ocorre o processo de aprendizagem. O conteúdo do curso presencial de eletrocardiograma irá muito provavelmente diferir do conteúdo do ambiente virtual. Como exemplo desta provável diferença, temos que os primeiros capítulos do *site* do ambiente virtual de eletrocardiograma são dedicados à anatomia, à fisiologia, e à física, que em geral são abordados de maneira rápida ou não são abordados no curso presencial, principalmente pela dificuldade que tem o professor em equacionar o tempo disponível para o curso. Por outro lado, no curso presencial o aluno terá o conteúdo completo de um curso de eletrocardiografia, enquanto que este projeto foi limitado ao aprendizado do eletrocardiograma normal.

O critério usado para a construção da interface gráfica partiu da idéia de dividir o espaço da tela em campos definidos de acordo com as funções que configurariam o ambiente de aprendizagem. A Figura 1 foi extraída do *site* do projeto e serve para ilustrar a descrição da construção da interface.



Figura 1. Exemplo da interface do usuário.

O primeiro campo contém as informações gerais relativas ao ambiente e é definido pela faixa horizontal na parte superior da tela. Aí inserimos o logotipo e o

símbolo do ambiente Frame of Mind, e o nome do módulo escolhido (eletrocardiograma). O segundo campo destina-se à apresentação do conteúdo (tópicos) relativo ao módulo e ocupa todo o espaço central da tela. A parte relativa às ilustrações relacionadas aos textos aparece sempre restrita à área configurada pelo retângulo verde claro, à direita da área branca. Ainda neste segundo campo estão também os ícones de acesso às ferramentas de comunicação (*web-mail*, fórum e *chat*).

Em ambientes de aprendizagem desenvolvidos para a Internet é aconselhável dar ao aluno coordenadas que o situem em relação às trilhas por ele percorridas, pois recursos como os *hiperlinks*, por exemplo, geram uma infinidade de combinações que resultam em uma variedade de caminhos possíveis para se navegar pelo ambiente. Em vista disto, há na tela um espaço onde aparecem sempre disponíveis informações relativas à localização do aluno no ambiente, como: qual módulo está sendo consultado, qual assunto deste módulo, qual tópico deste assunto, assim como, um contador que mostra o número total de cenas referente àquele tópico e o número da cena em que ele se encontra no momento. Por exemplo, na Figura 1, observa-se, logo acima do campo dos textos, que a tela é referente ao módulo de eletrocardiograma, o assunto refere-se ao tópico Anatomia do Coração, o sub-tópico é sobre Posições Anatômicas, e a aula é sobre Modificações da posição anatômica. A cena é a de número 06, de um total de 06 cenas deste tópico.

Com relação ao tratamento da informação, todo o conteúdo do *site* foi subdividido em tópicos e sub-tópicos, correspondendo cada um destes sub-tópicos a textos formados por frases curtas, em pequeno número por cada página. Esta forma de tratar a informação para um curso on-line faz parte da estrutura metodológica do projeto Frame of Mind. Ela parte do pressuposto de que as maneiras usualmente empregadas para disponibilizar conteúdos via Internet, em formato de texto contínuo e contendo maior quantidade de informação, está mais sujeita ao desinteresse e/ou desvio na atenção do aprendiz. Assim, nosso texto foi fragmentado e transformado em frases curtas com maior grau de previsibilidade (existência de uma estrutura lógica que permite antecipar a próxima mensagem) e maior redundância (uso de palavras conhecidas, *hiperlinks* com definições de palavras desconhecidas, analogias e repetição de termos).

Além disso, utilizou-se fartamente de ilustrações e animações intercaladas com os textos com a finalidade não só de facilitar a compreensão, mas também de prender a atenção do aluno durante a navegação. A Figura 2 ilustra uma seqüência de cenas (cenas 07 e 08), extraída da aula sobre Cargas, Campos, Força e Potencial, do *site* do curso. Esta seqüência de imagens permite perceber o que foi explicado acima, no que se refere ao tratamento da informação.



Figura 2. Exemplo da seqüência de uma aula típica do curso.

Dois outros aspectos importantes relacionados à proposta gráfica e de tratamento da informação merecem ser ressaltados. Primeiramente, o fato de apresentar-se o conteúdo de maneira subdividida, ao longo de diversas cenas contendo texto e/ou ilustrações e animações, torna inviável a impressão de páginas para estudo posterior. Sendo assim, o aluno tem obrigatoriamente que interagir com o ambiente para estudar. Esta apresentação é, portanto, nova para ele no que diz respeito ao uso da Internet, já que a maioria dos *sites* usa um esquema de tutorial. O outro aspecto é que o mecanismo de subdivisão da estrutura do curso em tópicos e sub-tópicos facilita o monitoramento das atividades dos alunos, o que permitirá extrair um diagnóstico do curso e do grau de dedicação de cada aluno. Este monitoramento é fundamental para que se possa propor a utilização das atividades dos alunos no ambiente como elemento de sua avaliação.

Do ponto de vista computacional o *site* foi todo feito com a utilização da ferramenta de autoria Flash. O uso do Flash permite que as imagens sejam vistas mesmo se o computador e a conexão não forem muito rápidos, uma vez que os arquivos gerados são de tamanho bastante reduzido (20-40 kb). Além disso, trata-se de uma ferramenta extremamente simples de ser utilizada e que pode proporcionar resultados com excelente qualidade gráfica. Toda a funcionalidade do curso é possível graças à existência de comandos *JavaScript*, que proporcionam a comunicação entre as aulas e as demais ferramentas, além de serem os responsáveis pelo armazenamento das informações no banco de dados do projeto. O banco de dados que está sendo utilizado no projeto é o *MySQL*, que é distribuído gratuitamente.

O Ambiente de Aprendizagem sobre Eletrocardiografia

Delimitar o tema extremamente amplo da Eletrocardiografia para a aprendizagem da Eletrocardiografia básica em adultos nos pareceu fundamental neste trabalho, tanto pela extensão do tema como pelas possíveis intervenções que venham a ser realizadas após a conclusão deste trabalho. Este é um projeto que nasce com a intenção de ser ampliado, tanto com a inclusão de novos temas (ex: principais patologias) como com a inclusão de outros recursos.

No processo de subdivisão do conteúdo procurou-se dar ênfase a tópicos sobre eletrofisiologia os quais, seja

nos livros ou durante o curso presencial de Eletrocardiografia, são abordados rapidamente, tanto em função do tempo disponível para o curso como pelo fato de estes assuntos já terem sido abordados nos semestres anteriores do curso de medicina.

A estrutura final do curso on-line ficou dividida em 9 tópicos, constituídos pela introdução e oito partes, sendo a oitava parte relativa ao *software* de simulação, que ainda está em fase de desenvolvimento. A introdução tem como objetivo principal despertar o interesse do aluno em aprender eletrocardiografia. Este tópico é iniciado com alguns casos clínicos e situações da vida diária que exemplificam a importância da interpretação correta de um traçado eletrocardiográfico. Com isto se pretende chamar a atenção do aluno para o assunto e fazer com que ele se sinta motivado a iniciar o estudo. Na parte I são revistos conceitos de anatomia do coração e do sistema de geração e condução do impulso elétrico. A parte II revê a eletrofisiologia cardíaca de maneira ao mesmo tempo detalhada e bastante ilustrada, para que o aluno entenda a sua relação com os achados eletrocardiográficos. Nesta parte são também apresentados exemplos de alterações iônicas sangüíneas com a sua tradução eletrocardiográfica. Na parte III o aluno tem noções de física, como os conceitos de vetor, campo elétrico, força e dipolo elétrico. Na parte IV são detalhados, passo a passo, os processos de ativação dos átrios e dos ventrículos. A parte V é dedicada ao eletrocardiógrafo: o aparelho, o registro, técnicas utilizadas. A parte VI são explicadas as 12 derivações eletrocardiográficas clássicas, os sistemas de eixos, os vetores e o conceito de centro elétrico do coração. Finalmente, na parte VII, são mostradas as características de cada um dos componentes do traçado eletrocardiográfico normal: onda P, intervalo PR, onda Q, segmento ST, onda T e onda U. Há ainda a parte VIII que será dedicada a um software de simulação do registro eletrocardiológico. Através deste software o aluno poderá interagir com o modelo representacional do coração, e observar sua resposta eletrocardiógrafica. Esse software encontra-se em fase de desenvolvimento e deverá estar disponível a partir de março de 2004.

Considerações Finais

O objetivo deste artigo é apresentar uma proposta de adaptação ao ciberespaço do conteúdo de um curso de graduação. O exemplo utilizado é o de um curso sobre eletrocardiografia básica, e o público alvo é formado por alunos da medicina. O conteúdo do curso já está disponível e tem sido por alunos da UMC e da USP desde o segundo semestre letivo de 2003.

Na primeira etapa de utilização do ambiente buscou-se avaliar o grau de satisfação dos alunos quando estudando via Internet, principalmente no que diz respeito à proposta gráfica e de apresentação do conteúdo. O ambiente foi colocado à disposição de alunos voluntários de ambas as universidades e a opinião destes alunos, obtida através da aplicação de um questionário indicaram uma aprovação unânime.

Como se trata de uma pesquisa em educação, ela depende fundamentalmente do retorno dado pelos alunos às experiências. Somente a partir deste retorno será possível extrair elementos que orientem o aperfeiçoamento do modelo de ambiente virtual de aprendizagem proposto. Em futuras oportunidades reportaremos a evolução desta linha de pesquisa em Educação à Distância.

Agradecimentos

Este trabalho teve o apoio da FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da UMC) e da FAPESP, através de Auxílio à Pesquisa e de uma bolsa de Iniciação Científica.

Referências

[1] MEEK, S. and MORRIS, F. (2002) “Clinical Review. ABC of Clinical Electrocardiography. Introduction. I- Leads, Rate, Rhythm, and Cardiac Axis”. BMJ, n.324, p.415-418.

[2] FISCH, C. (1995) “Clinical Competence in Electrocardiography. A Statement for Physicians From the ACP/ACC/AHA. Task Force on Clinical Privileges in Cardiology”. Circulation, v.91, n.10, p. 2683 -2686.

[3] DEVITT, P.; WORTHLEY S.; PALMER E. and CEHIC D. (1998) “Evaluation of a Computer-Based Package on Electrocardiography”. Aust NZ J Med, n.28, p. 432-435.

[4] JONES, R.; HIGGS. R.; DE ANGELIS, C. and PRIDEUX, D. (2001) “Medical Education: Changing face of medical curricula”. Lancet, n. 357, p.699-703.

[5] WHITE, T. WOODMANSEY, P.; FERGUSON, D.G. and CHANNER, K.S. (1995) “Improving the interpretation of electrocardiographs in an accident and emergency department”. Postgrad Med J, n. 71, p. 132-135.

[6] BROHET, C. (1998) "L’ Electrocardiogramme à 12 Dérivations. 1. INTRODUCTION". *Texte original*: KULBERTUS: Sémiologie des Maladies Cardiovasculaires. Paris. Masson. p. 47-88. Adapté pour publication sur Web par: ROSENGARTEN M. http://sprojects.mmi.mcgill.ca/heart/egcyhome.html .

[7] HURST, J.W. (2000) “Methods Used to Interpret the 12-Lead Electrocardiogram: Pattern Memorization versus the Use of Vector Concepts”. Clin. Cardiol. v. 23, n.1, p. 4 - 13.

[8] COX, E.S.; CLARK, W.P; HEATH, H. and PLUMPTON, B. (2003) “Key facilitation skills for effective online discussion groups: herding cats through Picadilly Circus”, http://www.com.unisa.edu.au/cccc/papers/refereed/paper11/Paper11-1.htm

BASE DE IMAGENS GRATUITA PARA AVALIAÇÃO DE DIAGNÓSTICO AUXILIADO POR COMPUTADOR EM MAMOGRAFIA

Fátima L. S. Nunes*, Homero Schiabel**, Claudio E. Goes**, José A. Oliveira Jr.*

* Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação, UNIVEM - Centro Universitário Eurípides de Marília, Marília (SP), Brasil
** Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas, Departamento de Engenharia Elétrica – EESC/USP, São Carlos (SP), Brasil

e-mail: fatima@fundanet.br

Abstract: The evaluation of computer-aided diagnosis (CAD) schemes is a challenge to overcome. Objective criteria must be established in order to allow measure the effectiveness of techniques and also compare different schemes. This paper presents a mammographic images database in a Web-based system aimed at help in tests and evaluation of CAD schemes. It is possible download and upload digitized mammographic image with suitable contrast and spatial resolution for image processing. By selecting stored characteristics, users can retrieve only images that satisfy their need.
***Palavras Chaves*: mammography, computer-aided diagnosis, images database, image processing, CAD evaluation.**

Introdução

Nos últimos anos tem crescido a quantidade de grupos cujo objeto de pesquisa é o desenvolvimento de esquemas de diagnóstico auxiliado por computador (*computer-aided diagnosis – CAD*) em mamografia. Doi [1] prevê que a associação entre pesquisadores e fabricantes de equipamentos fará com que esses esquemas entrem definitivamente nas rotinas clínicas nos próximos 50 anos. Visando fornecer uma segunda opinião e chamar a atenção do radiologista para áreas suspeitas não percebidas em inspeções visuais [2], esses esquemas ainda encontram na avaliação um desafio a ser vencido. Brown [3] lembra que, para um esquema ser aprovado pelo FDA (*Food and Drug Administration*), é necessária a garantia de eficiência e segurança nos resultados. Estudos têm sido conduzidos com a intenção de estabelecer critérios objetivos para medir a eficiência desses esquemas. Entre eles, os mais utilizados são a curva ROC e a curva FROC, que geram gráficos a partir dos resultados obtidos com determinado esquema, considerando-se diferentes níveis de sensibilidade [4,5]. Entretanto, é notório que os resultados variam muito de acordo com a base de imagens utilizadas nos testes e, por isso, é difícil usar tais métodos para comparar a performance entre dois sistemas diferentes. Uma das sugestões citadas na literatura para esta questão [6] é a formação de bases de imagens comuns que possam fornecer material suficiente para testar as mais diversas técnicas. Alguns centros de pesquisa têm oferecido *sites* que disponibilizam imagens utilizadas para diagnóstico na área de mamografia. No entanto, as bases disponibilizadas geralmente apresentam limitações em relação à quantidade de imagens oferecidas, características exigidas para o diagnóstico, informações para confrontar laudos médicos com resultados dos esquemas CAD e formatos proprietários, que demandam trabalho adicional de conversão de dados. A formação de bases adequadas aos testes de CAD envolve a obtenção dos filmes radiográficos e dos respectivos laudos médicos, a digitalização das imagens com características adequadas para processamento e catalogação eficiente que permita uma recuperação rápida e precisa das imagens de acordo com as suas características.

A partir dessas considerações e de experiências acumuladas com o desenvolvimento de um esquema CAD [7-8], a proposta deste trabalho é apresentar a formação de uma base de imagens mamográficas disponível na Internet com o objetivo principal de auxiliar nos testes e avaliação de esquemas CAD.

Materiais e Métodos

A partir da análise dos dados disponibilizados nos laudos médicos e das informações requeridas para as técnicas de processamento de imagens desenvolvidas [7-8], foi estabelecido um modelo relacional de dados que possibilita o armazenamento eficiente, sem redundâncias e inconsistências. A Figura 1 apresenta o modelo criado, sendo que os retângulos mais escuros representam as tabelas de dados de configuração do sistema.

Visando evitar custos com aquisição e manutenção de *software* sem perder desempenho e também permitir a construção de interfaces eficientes, optou-se pela utilização de ferramentas *open-source* (sistema operacional Linux, linguagem de programação PHP e Sistema Gerenciador de Banco de Dados MySQL). A fim de possibilitar a interação fácil com profissionais de formações diversas, foram definidos três níveis de

usuários: comuns (que podem consultar e copiar imagens); especiais (que podem consultar, copiar e também incluir novas imagens) e administradores (que, além das tarefas dos demais usuários, podem autorizar novos usuários, incluir, alterar e eliminar informações de qualquer parte do Banco de Dados). Todo usuário é inicialmente incluído com o nível mais baixo de acesso. Caso deseje, pode solicitar autorização para incluir imagens; a solicitação é avaliada por um administrador que pode liberar o acesso a essa funcionalidade do sistema. Este mecanismo garante a limitação de acesso e o controle de integridade dos dados.

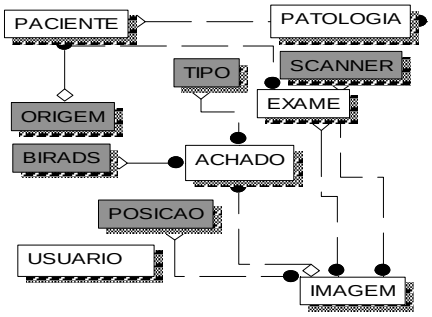


Figura 1: Modelo de dados utilizado no sistema.

Após as definições de modelo de dados, tecnologia e necessidades de interação, foram construídas as interfaces necessárias para armazenamento e recuperação de informações. Para respeitar a integridade dos dados, a ordem dos procedimentos de inclusão de dados é estabelecida pelo sistema: primeiro devem ser incluídos os dados de paciente e suas patologias; depois, os dados dos seus exames e, somente então, são incluídos os dados das imagens e eventuais achados que estas contenham.

Ao cadastrar um paciente, o usuário deverá informar os dados apresentados na Figura 2a. A inclusão de exames é vinculada a um paciente já cadastrado (Figura 2b). Uma imagem deve-se referir a um exame; para seu cadastro, primeiramente, são fornecidos os dados do sistema de digitalização e do seu posicionamento (Figura 2c) e depois é executado o processo de *upload* da imagem. A inserção de achados de uma imagem é feita através do fornecimento do tipo (por exemplo: nódulo ou microcalcificações) e da classificação BIRADS (*Breast Imaging Reporting and Data System*), conforme mostra a Figura 2d, seguida dos dados de localização do achado (Figura 2e).

A recuperação de informações e imagens a partir das necessidades do usuário é realizada através de um módulo de consulta genérica (Figura 3a). A busca é efetuada de acordo com os atributos armazenados a respeito de pacientes, exames, imagens e achados. Devido ao sigilo necessário, os dados pessoais dos pacientes e a origem de cada imagem não são disponíveis para consulta. O programa monta dinamicamente um comando SQL (*Structured Query Language*) de acordo com as opções selecionadas. O usuário tem a possibilidade de visualizar a imagem no formato JPEG (*Joint Photographic Experts Group*) (Figura 3b), ou fazer o *download* da imagem no formato TIFF (*Tagged Image File Format*), o qual representa um armazenamento de imagens sem perda de informação e com 16 bits de resolução de contraste, gerando, por isso, um grande volume de dados a ser copiado. A opção pela conversão das imagens no formato JPEG teve a finalidade de diminuir o volume de dados, facilitando a visualização da imagem antes do *download*.

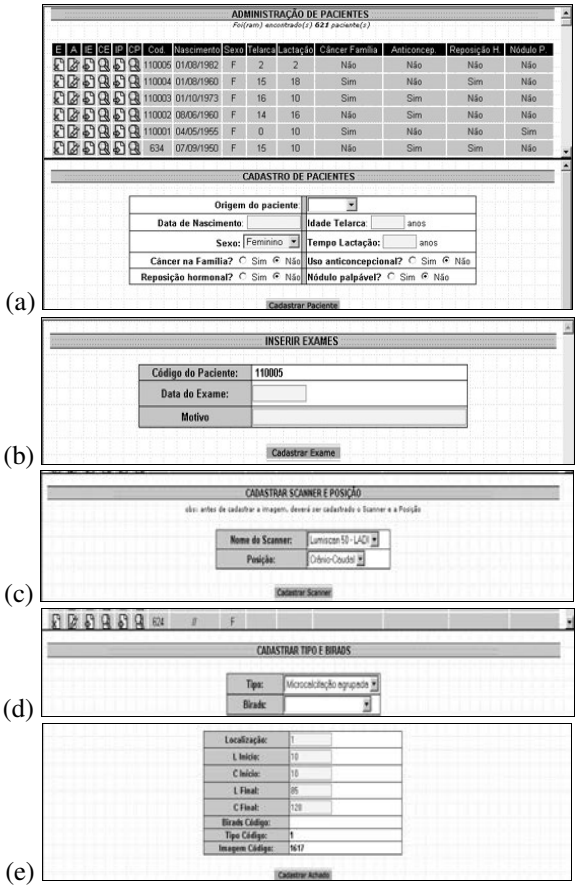


Figura 2: Processo de inclusão de dados: (a) inclusão do paciente; (b) inclusão de exames; (c) inclusão de patologia; (d) e (e) inclusão de achados.

As imagens armazenadas na base são provenientes de sete hospitais e clínicas, tendo sido obtidas em equipamentos com características, na maioria, bastante diferentes entre si. Na digitalização das imagens foram utilizados dois equipamentos a laser, ambos da marca Lumisys (Lumiscan 50 e Lumiscan 75) e que, segundo o fabricante, possibilitam obter imagens com até 12 bits de resolução de contraste (4096 níveis de cinza). Foi implementado um procedimento de conversão de dados a fim de aproveitar os registros previamente armazenados, provenientes de um sistema de gerenciamento local de imagens, do Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas (EESC/USP). Algumas distorções foram corrigidas manualmente, visto que a base anterior não armazenava todos os dados necessários para o sistema aqui apresentado.

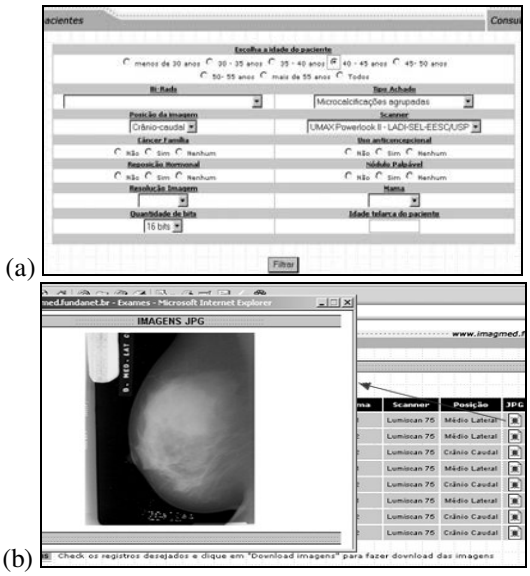


Figura 3: Recuperação da informação: (a) interface para consulta genérica; (b) visualização de imagem JPEG.

Resultados e Discussões

O resultado da implementação pode ser conferido no endereço: http://ladi.sel.eesc.usp.br/lapimo/bancoweb/. Estão disponíveis atualmente em torno de 3200 imagens, referentes a quase 700 pacientes. Cerca de 90% das imagens apresentam os respectivos laudos radiológicos acompanhados dos laudos anátomo-patológicos e citológicos (quando realizados). As estruturas presentes nas imagens são bastante diversificadas: calcificações, microcalcificações espalhadas e agrupadas, nódulos suspeitos e densidades assimétricas, conforme demonstrado na Figura 4. Também foram incluídas imagens de mamogramas normais, nos quais nenhum achado foi indicado nos laudos radiológicos.

A base de imagens formada retrata com satisfatória fidelidade a realidade clínica observada nos hospitais estudados, uma vez que praticamente um terço das imagens incorporadas apresentam laudo sem qualquer tipo de anormalidade. As imagens consideradas "não-patológicas" têm grande utilidade na avaliação das detecções falsas-positivas dos diversos algoritmos de processamento de imagens dentro de um esquema CAD.

Dentre as imagens com algum tipo de patologia, pode-se notar uma distribuição praticamente uniforme entre os três principais tipos de achados mamográficos. Este fato também retrata a realidade clínica analisada e apresenta a vantagem de contemplar, de forma igualitária, as estruturas de interesse para o processamento. Isto mostra que o banco de imagens encontra-se preparado para ser utilizado na busca/recuperação de imagens independentemente de qual seja o algoritmo em teste.

Outro fato importante que deve ser levado em conta no processamento de imagens mamográficas diz respeito ao intervalo de idade das pacientes estudadas. Grande parte das imagens presentes na base refere-se a pacientes com idades entre 40 e 60 anos na época do exame. Este fato é conseqüência direta de fatores como a recomendação de se realizar mamografias de base em mulheres a partir de 40 anos. Outro fator que leva a esta distribuição é a crescente busca por tratamentos de reposição hormonal, o que indica a realização de mamografias de controle, geralmente efetuadas a partir dos 45 anos. Um terceiro fator que leva à concentração de exames nesta faixa etária é o nível de risco de desenvolvimento de doenças da mama a partir desse período.

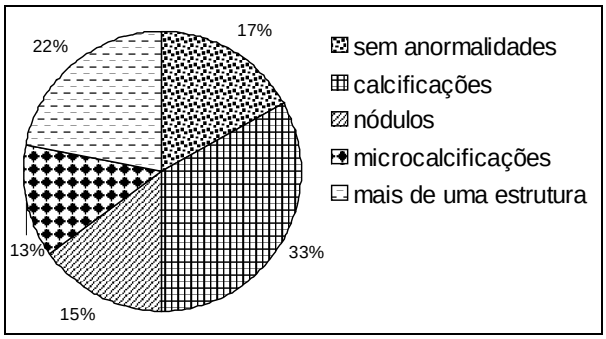


Figura 4: Distribuição das imagens da base de acordo com as estruturas de interesse.

Características como resolução de contraste e resolução espacial influenciam diretamente nos resultados obtidos com esquemas CAD. Estudos mostram que, no caso de imagens mamográficas digitalizadas para fins de processamento, deve ser utilizada resolução de contraste de, no mínimo, 10 bits [9,10]. No que diz respeito à resolução espacial que deve ser utilizada no caso de imagens digitalizadas destinadas ao processamento, verifica-se, por exemplo, que nível de resolução com pixels menores do que 0,1 mm não contribui significativamente para o aumento das taxas de detecções verdadeiras-positivas, mas aumenta de forma inconveniente as detecções falso-positivas [11]. O fato de aumentar o número de falsos-positivos contribui para a deterioração do desempenho dos esquemas computacionais de processamento e pode, inclusive, falsear diagnósticos que eventualmente sejam feitos de forma visual. Percebe-se que esses e outros fatores variam de forma considerável nas bases de imagens proprietárias utilizadas por desenvolvedores de CAD. Assim, acredita-se que a avaliação dos mesmos esquemas com bases diferentes pode apresentar resultados totalmente diversos.

Conforme sugerem Nishikawa et al. [6], uma possível solução para a avaliação efetiva de diferentes CADs seria a utilização do mesmo conjunto de imagens nos testes desses esquemas. Isso demandaria a criação de uma base de imagens comum, de uso público, que pudesse ser utilizada sempre que necessário. Durante o processo de criação, seria necessária a realização de estudos quanto às taxas de ocorrência das patologias mamárias de acordo com a região considerada, uma vez

que estas patologias estão relacionadas à população submetida ao exame. Somente assim a nova base poderia ser considerada representativa da realidade clínica existente, justificando seu uso comum durante os testes de processamento. Com os resultados aqui obtidos, acreditamos ter atingindo esses requisitos, visto que o conjunto de imagens está disponível gratuitamente, com acesso fácil e com formatos que permitem cópia rápida e utilização imediata.

Conclusões

O processo de formação de uma base de imagens médicas é longo e detalhista. Além de contemplar os requisitos de variedade das imagens, este processo pode ainda esbarrar em duas dificuldades concretas: disponibilização dos exames pelos hospitais e clínicas (muitas vezes as imagens ficam em poder do paciente) e o curto tempo disponível para que as imagens e seus dados sejam armazenados no banco, uma vez que os filmes originais não podem permanecer por longo tempo fora dos arquivos hospitalares. Assim, uma primeira conclusão que podemos tirar do trabalho apresentado é que através dele essas dificuldades podem estar superadas para aqueles que necessitam de imagens mamográficas para testes de esquemas CAD.

Um outro ponto a ser ressaltado é que a modelagem relacional do sistema aqui proposto visa também à expansão da base a partir da inclusão de outros tipos de imagens, sejam de imagens de mama provenientes de outras modalidades (ultra-som e ressonância magnética, por exemplo) ou de imagens de outros órgãos que podem ser úteis à comunidade de pesquisadores na área. Aproveitando a estrutura já construída, é possível acrescentar novas tabelas ao modelo e elaborar consultas adequadas a tais imagens.

Por fim, é importante ressaltar a contribuição que sistemas deste tipo podem trazer para o desenvolvimento de CADs, pois a facilidade de utilização de uma base de imagens via Internet com as características aqui apresentadas é clara: interessados de qualquer parte do mundo que tenha um ponto de Internet poderão acessá-la e copiar as imagens que lhe interessam. As interfaces propostas facilitam tanto a recuperação dessas imagens quanto a inclusão de novos casos, podendo enriquecer, assim, o conteúdo da base de imagens em construção. Esse aspecto pode fazer com que o sistema seja útil também como ferramenta educacional, visto que as imagens disponibilizadas apresentam grande variedade de achados, podendo constituir materiais didáticos complementares em cursos relacionados a essa área de conhecimento.

Desta forma, acreditamos estar contribuindo para o desenvolvimento de pesquisas na área de esquemas de auxílio ao diagnóstico, através da minimização de um desafio a ser vencido, que é a disponibilização de material para avaliação de tais sistemas.

Agradecimentos

À Fapesp, pelo apoio financeiro e aos hospitais e clínicas que cederam imagens: HC-FMRP/USP, Santa Casa de Misericórdia de São Carlos, Hospital São Paulo (EPM/UNIFESP), Hospital Pérola Byington (São Paulo), Clínica Segalla (Bauru-SP), Hospital Amaral Carvalho (Jaú-SP) e Hospital das Clínicas de Botucatu-SP (UNESP).

Referências

[1] DOI, K. "Computer-aided diagnosis in radiology: Basic concept, current status and future potential", in Xie, N.Z. (Ed): *Medical Imaging and Precision Radiotherapy*, Guangzhou, China: Foundation of International Scientific Exchange, pp. 125-138, 2000.

[2] GIGER, M.L. "Computer-aided diagnosis of breast lesions in medical images", *Computing in Science & Engineering* 2 (5): 39-45, 2000.

[3] BROWN, D.G., "The Evaluation of Computer-Aided Diagnosis Systems: An FDA Perspective", *Proceedings of the 30th Applied Imagery Pattern Recognition Workshop (AIPR™01)*, 2001.

[4] RANGAYYAN,R.M. ET AL "A ROC evaluation of adaptive neighborhood contrast enhancement of digitized mammography", *Digital Mammography*, p. 307-313, 1994

[5] EDWARDS D.C. ET AL, "Maximum likelihood fitting of FROC curves under an initial-detection-and-candidate-analysis model", *Med. Phys.* 29:2861-2870, 2002.

[6] NISHIKAWA, R. M.; YARUSSO, L. M. "Variations in measured performance of CAD schemes due to database composition and scoring protocol", *SPIE 99: Medical Imaging*, 3338: 840-844, 1998.

[7] SCHIABEL, H. ET AL. "A computerized scheme for detection of clusters of microcalcifications by mammograms image processing", *Medical & Biol. Eng. Comput,*, v.35 (Supplement Part 2): 705, 1997.

[8] NUNES, F. L. S.; SCHIABEL, H. "Detecção de agrupamentos de microcalcificações mamárias através de processamento de imagens mamográficas com detecção semi-automática de regiões de interesse", *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, 16 (3): 139-151, 2000.

[9] NISHIKAWA,R.M. ET AL. "Performance of automated CAD schemes for the detection and classification of clustered microcalcifications" in Gale, A.G. et al. (Eds): *Digital mammography,* Elsevier Science Publishers B.V., pp. 13-20, 1994.

[10] SCHIABEL, H. ET AL. "Investigations on the effect of different characteristics of images sets on the performance of a processing scheme for microcalcifications detection in digital mammograms", *Journal of Digital Imaging,* 14 (2):224-225, 2001.

[11] NUNES, F. L. S. ET AL. "Comparisons of different contrast resolutions effects on a computer-aided detection system intended to cluster microcalcifications detection in dense breasts images", *Journal of Digital Imaging*, 14(2 suppl. 1):p.217-219, 2001.

ANDADOR UNIVERSAL COM SISTEMA DE APOIOS E CONTROLE DA ACELERAÇÃO

R. A. Carmona, M. A. Fumagalli, P. M. Aguiar, F. Kock e L. S. Benetti

Universidade de Mogi das Cruzes / Laboratório de Mecatrônica, Mogi das Cruzes, Brasil

e-mail: carmona@umc.br

Abstract: Walkers are devices used to improve body balance and also to help provide partial or full support to limbs. This paper describes the development of a walker with an on-board control system that will monitor walk speed by means of encoders, electromagnetic brakes and supports. This device might improve the balance and support of patients with spinal cord injuries, multiple sclerosis and cerebral palsy. Our experiments show that the data acquisition system and the braking system work properly.

***Palavras Chaves*: walkers, acceleration control, electromagnetic braking.**

Introdução

Os membros inferiores realizam funções indispensáveis, como por exemplo, a deambulação e a sustentação do peso corporal, portanto a integridade destes segmentos são essenciais para a execução de atividades cotidianas [1], sendo que a marcha humana é um dos componentes básicos para as atividades independentes de um indivíduo [2][3].

A marcha humana é fundamental para as atividades de vida diária quando consideramos que a capacidade de ficar ereto e mover-se, também constitui um pré-requisito básico para muitas tarefas cotidianas, sendo definida como forma de progressão bípede onde movimentos repetitivos dos membros inferiores incluem períodos de suporte duplo (quando ambos os pés estão apoiados no chão), seguido de períodos nos quais apenas um dos pés sustenta o corpo enquanto o outro se move em direção ao solo [4].

Segundo a *Rede Sarah*, uma das patologias neurológicas que interferem na função imprescindível da marcha é conhecida como lesão medular traumática, que ocorre quando algum evento traumático como por exemplo, acidentes automobilísticos, ferimentos por arma de fogo, mergulho entre outros, resulta na lesão de estruturas medulares interrompendo a passagem das informações relacionadas aos movimentos e sensibilidade através desta estrutura [5], e que em muitos casos, por interferência da equipe de reabilitação, o indivíduo portador de seqüelas de um trauma raquimedular pode desenvolver algum tipo de marcha funcional, que passa a ser significante em sua nova vida. Neste caso, são utilizados andadores para aumentar o equilíbrio e também para aliviar a sustentação do peso corpóreo, seja de forma completa ou parcial, sobre os membros inferiores [2].

Este trabalho tem como objetivo, o desenvolvimento de um andador com dois apoios integrados, sendo um axilar e outro de quadril, e ainda um sistema de controle e automação embarcado que possibilitará o controle durante a deambualação do paciente. Como haverá um controle da aceleração torna-se possível controlar também o posicionamento do centro de gravidade do paciente no sistema do andador, proporcionando assim uma maior estabilidade durante a marcha. Problemas como a seleção de rodas e ponteiras e a restrição de graus de liberdade tornam-se relativamente irrelevantes. Assim passamos a ter algumas variáveis a menos para conseguirmos controle da marcha, facilitando e melhorando o trabalho dos terapeutas [6]. Este sistema, possibilitará aplicações beneficientes a portadores de seqüelas neurológicas e outras pessoas com comprometimento em membros inferiores, mas com um certo grau de integridade em membros superiores e tronco. Exemplo de patologia que possibilita o uso deste andador seriam pacientes com seqüelas ocasionadas por doenças vasculares encefálicas.

Materiais e Métodos

A Figura 1 apresenta a estrutura do andador com suas principais partes.

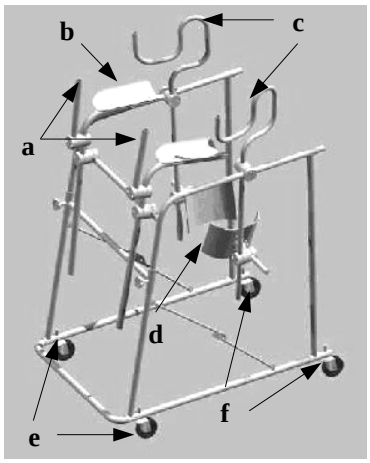


Figura 1: Andador Universal. (a) pegadores; (b) apoios de braço; (c) apoios axilares; (d) apoios de quadril; (e) rodas dianteiras; (f) rodas traseiras.

A estrutura do andador foi desenvolvida em tubos de aço através de processo de dobra e soldagem.

Os pegadores foram projetados em estrutura tubular com possibilidade de ajuste de altura.

Os apoios de braço e axilares são constituídos de uma estrutura tubular com camada externa de espuma e possuem formato anatômico que proporcionam conforto e segurança na sustentação do paciente.

Os apoios de quadril foram projetados em estrutura de plástico resistente com camada externa de espuma possuindo também formato anatômico que proporcionam maior conforto e sustentação do paciente.

As rodas dianteiras são fixadas por rodízios que proporcionam um giro de 360°. As rodas móveis dianteiras proporcionam maior facilidade nas manobras realizadas pelo paciente.

Nas rodas traseiras foram acoplados os sistemas de frenagem e de sensoriamento da aceleração.

O sistema de controle e automação embarcado, é constituído por um microcontrolador (PIC16F87x.A), responsável pelo processamento dos sinais de entrada [7] recebidos dos encoders e pela automação do sistema de frenagem eletromagnética, através do sinal de saída amplificado.

O microcontrolador PIC16F87x possui duas saídas PWM (*Pulse Width Modulation*) geralmente utilizadas para controle de motores [8].

O pino de interrupção externa é utilizado para leitura de sinais de *encoders*.

O canal de sinal de PWM do microcontrolador gera um sinal em forma de onda quadrada. Quando variamos a porcentagem do ciclo ativo (*duty cycle*), ou seja, o tempo em que o sinal está em nível alto, conseguimos um controle de tensão média de saída, resultando em variações de tensões de zero a cinco volts.

Este nível de tensão não é suficiente para o acionamento do freio eletromagnético, com isso, temos que amplificar o sinal através de um circuito de potência. O diagrama do sistema de automação e controle é apresentado na Figura 2.

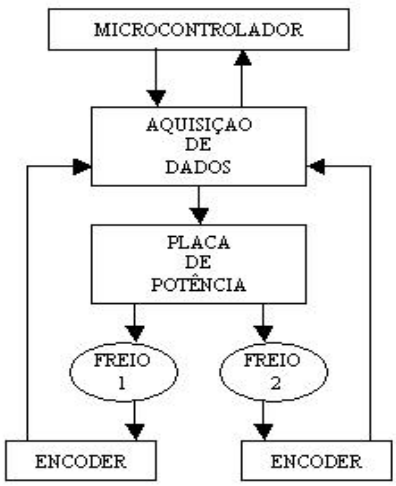


Figura 2: Diagrama de blocos do sistema de controle e automação.

O circuito de potência é constituído por um transistor de efeito de campo de potência (*Power MOSFET-IRF540*) que geralmente é utilizado em aplicações de fontes chaveadas, conversores, motor drives de alta potência, que requerem alta velocidade de gatilhamento. Um fator relevante para a escolha deste componente, foi à alta impedância de entrada que possibilita um ótimo interfaceamento com o microcontrolador e fontes geradoras de pequenos sinais [8].

O sistema de frenagem é constituído por dois freios eletromagnéticos (*Ogura Clutch – AMB80*), e o sistema de aquisição de aceleração é constituído por dois *encoders*, indicados na Figura 3, que são interligados individualmente ao eixo de cada roda traseira.

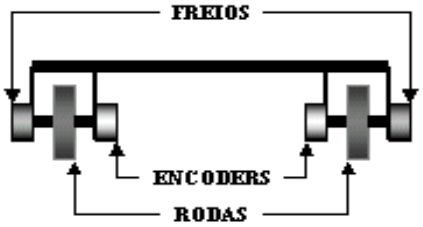


Figura 3: Sistema de acoplamento de freios e *encoders* aos eixos das rodas traseiras.

A base estrutural, o sistema de aquisição e o sistema de frenagem do andador são apresentados na Figura 4.

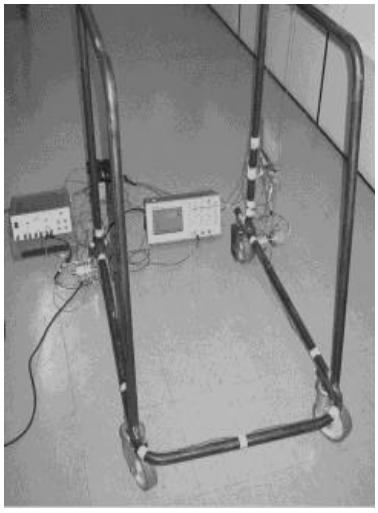


Figura 4: Estrutura e sistema de controle e automação

Para avaliação do sistema de controle e automação embarcado (*software* do microcontrolador) que gerencia a aquisição de dados de velocidade e a resposta do sistema de frenagem do andador, utilizou-se uma interface entre o andador e um microcomputador. Este sistema é esquematizado na Figura 5.

Esta interface possibilita a leitura da velocidade via canal serial do microcomputador conectado a saída do *encoder*.

O *software* utilizado para aquisição e armazenamento dos dados foi o *Hyper Terminal* do *Windows*.

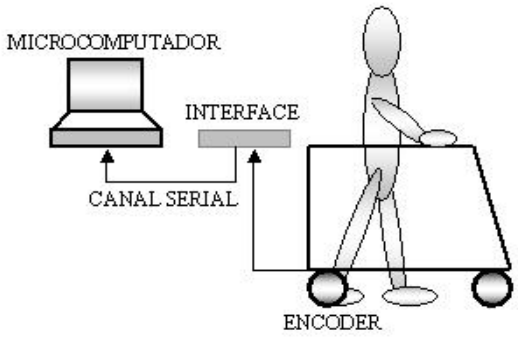


Figura 5: Sistema de aquisição de dados da velocidade e resposta de frenagem

Resultados

Após a montagem do sistema de interfaceamento do andador com o microcomputador, foram realizados testes de leitura do sinal dos *encoders* e também do tempo de resposta de frenagem dos freios eletromagnéticos.

As Figuras 6 e 7 apresentam as curvas características da velocidade e aceleração em marcha, adquiridas pelo sistema de interfaceamento do andador com o microcomputador. Os dados obtidos pelo *Hyper Terminal* foram tratados no *software Microsoft Excel*.

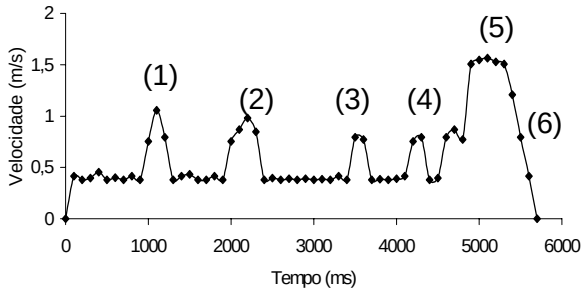


Figura 6: Curva característica da velocidade em marcha

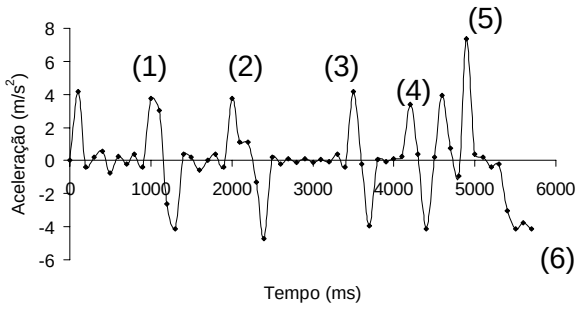


Figura 7: Curva característica da aceleração em marcha

Analisando os pontos 1, 2, 3 e 4, pode-se afirmar que correspondem ao momento em que o pé é projetado para frente, apoiando-se no chão e impulsionando o corpo para frente, proporcionando uma variação de velocidade e resultando numa aceleração seguida por uma desaceleração.

No ponto 5, nota-se que o momento em que o paciente executa uma passada mais rápida, proporciona uma grande variação da velocidade, com isso, analisando o gráfico da velocidade em função do tempo, observa-se neste instante um pico. Este pico ocorre á uma de velocidade de 1,5 m/s. Neste mesmo instante, analisando a figura 7, a aceleração máxima foi de aproximadamente 7,5 m/s^2.

Esta velocidade máxima de frenagem, como mostra o ponto 5 da figura 6, pode ser ajustada por *software*, e neste experimento, o sistema foi ajustado em 1.5 m/s como variação máxima de velocidade.

Este pico faz com que o microcontrolador acione o sistema de frenagem. Nota-se no ponto 5 da figura 6, que após a detecção do pico máximo de velocidade até o início da desaceleração, ocorre um atraso de 400ms, isso é resultado da leitura do sinal do *encoder*, processamento deste sinal e envio do sinal de acionamento ao sistema de frenagem.

Portanto, observando o ponto 6, nota-se que o sistema de frenagem atua de maneira eficaz, fazendo com que a frenagem seja muito rápida e o sistema de processamento muito eficiente.

Discussão

Com os experimentos realizados, nota-se que o sistema de aquisição de dados de velocidade, funcionou adequadamente. Verificou-se que os dados gerados pelos *encoders* que foram lidos e convertidos pelo microcomputador estavam de acordo com os valores adquiridos no osciloscópio digital, isso garante um grande nível de confiança no sistema de aquisição de velocidade.

O sistema de freios apresentou uma eficiente resposta de frenagem, mas ainda serão realizados experimentos utilizando freios eletromagnéticos com controle proporcional de torque, sendo possível o ajuste por *software* das características de frenagem de acordo com as características do paciente, tornando-se um sistema de frenagem universal.

Ainda serão implantados no andador, os pegadores e apoios de braço, axilares, e de quadril.

O próximo passo a ser desenvolvido neste projeto, é o implemento de testes com o andador em pacientes com seqüelas de doenças vasculares encefálicas.

Será estudada a possibilidade de aplicação de uma outra tecnologia de aquisição de dados de aceleração. Esta tecnologia é constituída por um circuito integrado que tem a função de um acelerômetro.

O acelerômetro possibilitará ao projeto uma implementação de tecnologia de ponta com menor custo sem que ocorra perda de confiabilidade.

Conclusão

O sistema de controle e automação embarcado apresentou resultados satisfatórios relacionados tanto ao tempo de processamento dos sinais gerados pelo *encoder*, quanto à resposta de frenagem nos momentos críticos onde a velocidade apresentou picos que ultrapassaram o limite de velocidade programado no microcontrolador, com isso, concluí-se que este sistema pode ser aplicado no controle e automação de andadores com rodas que serão utilizados como ferramenta de auxílio no desenvolvimento da marcha de pacientes com seqüelas de doenças vasculares encefálicas.

Agradecimentos

Agradeço à Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa, pelo suporte ao projeto.

Referências

[1] HOPPENFELD, A., *Propedeutica Ortopédica: Coluna e Extremidades*, São Paulo: Manole, 2001.

[2] O'SULIVAN, S. and SCHIMITZ, T. J., *Fisioterapia: Avaliação e Tratamento*, São Paulo: Manole, 1993.

[3] RENTSCHLER A. J., COOPER, R. A., BLASCH, B. and BONINGER, M. L., "Intelligent walkers for the elderly: Performance and safety testing of VA-PAMAID robotic walker", *Journal of Rehabilitation Research and Development.* 40 (5):423-32, 2003.

[4] DURWARD, B., BAER, G. D. and ROWE, P. J., *Movimento Funcional Humano: Mensuração e Análise*, São Paulo: Manole, 2001.

[5] Rede Sarah, Internet site address: http://www.sarah.br/paginas/doencas/po/p_08_lesao_medular.htm acessado em 09/05/2004.

[6] BARBEAU H and FUNG J., "Recovery of locomotion following spinal cord injury: new concepts and approaches in rehabilitation.", *Handbook of Neurorehabilitation*. 73-104, 1994.

[7] PEREIRA, F., *Microcontroladores PIC Programação em C*, São Paulo: Erica, 2003.

[8] BOSE, B. K., *Power Eletronics and Variable Frequency Drives: Technology and Applications*, New York: IEEE Press, 1997.

Desenvolvimento de Hipermídia Adaptativa usando Redes Neurais dos tipos *Multi-Layer Perceptron* (MLP) e Interactive *Activation and Competition* (IAC)

Andréa T. R. Barbosa*, Fernando Mendes de Azevedo*

* Universidade Federal de Santa Catarina/Departamento de Engenharia Elétrica/Instituto de Engenharia Biomédica, Florianópolis, Brasil

riccio@amja.org.br

Abstract: This article presents a methodology to accomplish adaptation in the presentation of the content of a hipermídia for the Web being used of the types MLP (Multi-Layer Perceptron) and IAC (Interaction Activation and Competition) neural network. In the design of such methodology was defined that would be an adaptation centered only in the presentation, with the use of different medias and the user's characteristic would be based in the Theory of the Multiple Intelligences (IMs), developed by Howard Gardner. In way to evaluate and to validate the methodology, a prototype of *site* adaptativo, focused in a problem of Clinical Engineering (presentation of a doctor-hospitalar equipment manual) it was developed, in the sense of supplying the presentation of the material in different medias adapting to the (IMs) of the user.
***Palavras Chaves*: Adaptive Interfaces, Artificial Neural Networks, Multiple Intelligences**

Introdução

Com o intuito de contribuir com as pesquisas em interfaces e inteligência artificial (IA), foi desenvolvida uma metodologia para construir sistemas que realizam adaptação automática na interface de uma hipermídia[1] (*site*), conforme o perfil do usuário. O sistema modifica automaticamente as formas de apresentação do conteúdo usando: texto, fluxograma, desenho e animação.

O perfil do usuário é determinado a partir de uma teoria cognitiva denominada Teoria das Inteligências Múltiplas (TIMs). Gardner [1] identificou oito tipos de inteligências nos indivíduos, chamadas de Inteligências Múltiplas (IMs). Neste trabalho, são utilizadas quatro delas e conforme o "valor" de cada uma para o usuário do sistema será definida a forma de apresentação do conteúdo.

Esta metodologia, portanto, permite a construção de *sites* com a capacidade de modificar automaticamente a forma de apresentação do conteúdo em um sistema hipermídia, de acordo com a percepção inicial do perfil do usuário. O sistema oferece também a possibilidade do usuário alterar explicitamente a mídia que determinado conteúdo é apresentado, a fim de adequá-lo às suas necessidades.

No desenvolvimento do mecanismo de adaptação foram utilizadas redes neurais artificiais (RNA) dos tipos MLP (*Multilayer Perceptron*) e IAC (*Interactive Activation and Competition*) para implementação, respectivamente, da adaptação da mídia do conteúdo conforme o perfil do usuário e das alterações explícitas realizadas pelo usuário. Estas redes apresentam características importantes para a solução do problema de adaptação, e uma nova contribuição em relação à rede IAC foi obtida durante o desenvolvimento da metodologia.

O estudo de caso desenvolvido na validação do trabalho consiste na implementação de um *site* adaptativo que disponibiliza um manual de operação de um monitor multiparamétrico. Este é um equipamento médico-assistencial utilizado em Unidades de Tratamento Intensivo (UTI), dentre outras, de Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS), para acompanhamento dos sinais vitais do paciente. Pretende-se contruibuir para que os profissionais presentes nos EAS tenham maior facilidade no aprendizado da operação dos equipamentos, ao utilizarem *sites* construídos com a metodologia desenvolvida (manual adaptativo *on-line*).

Materiais e métodos

O mecanismo de adaptação proposto é estruturado em três módulos: o módulo do usuário, o módulo gerador de adaptação e o módulo de interface, os quais serão explicados e detalhados a seguir.

Módulo do Usuário: Neste módulo são definidos os valores das IMs dos usuários para que possa ser realizada a adaptação inicial do sistema.

A identificação das referidas IMs está apoiada em estudos de profissionais da área pedagógica. Uma forma de identificação, dentre as diversas por eles desenvolvidas, é através da realização de um teste de múltipla escolha. Os valores resultantes de cada IM, obtidos por este teste são numéricos e variam de 1 a 4, com incremento de 0,1.

[1] Conjunto de informações apresentadas no computador na forma de textos, gráficos, sons, vídeos e outros tipos de dados, e organizadas segundo o modelo associativo, próprio do hipertexto.

O teste aqui utilizado foi desenvolvido pelo pedagogo Celso Antunes [2], o qual criou um teste de múltipla escolha constituído de oito módulos, um para cada Inteligência Múltipla, totalizando 150 perguntas. No entanto, aqui, somente quatro Inteligências Múltiplas são consideradas (Inteligências Lingüístico-verbal, Visual-espacial, Lógico-matemática e Cinestésico-corporal) visto serem estas as que são facilmente associadas a diferentes mídias (texto, desenho, fluxograma e animações, respectivamente) na tecnologia de apoio implementada. Com essa simplificação, o teste adotado se reduz a quatro módulos, dois com 20 perguntas cada e dois com 18, totalizando 76 perguntas. Esse número é muito elevado, para um usuário responder quando acessa o *site*. Por conseguinte, foi necessário reduzir o número de perguntas e, para tal, utilizou-se técnicas de IA, preocupando-se para que não se perdessem informações importantes. Assim, utilizou-se a rede neural MLP, com o método de podas de nós para esta redução do número de perguntas do teste, apresentando desta forma, uma nova aplicação para este método.

As pesquisas com o método de podas de nós em RNAs foram desenvolvidas para resolver o problema de obtenção da melhor topologia de rede MLP. Para tal "criava-se" uma rede perceptron de múltiplas camadas grande, e fazia-se a poda pela eliminação de certos pesos sinápticos durante o treinamento, de uma forma seletiva e ordenada. Ou seja, os pesos que não eram considerados importantes (alteravam pouco a saída) eram eliminados [3][4].

Observando-se estas características do método de podas de nós, pensou-se em utilizá-lo para a redução do número de perguntas. Para tal, montou-se quatro redes neurais MLP (uma para cada IM considerada). Determinou-se que cada neurônio da camada de entrada, em cada rede, seria referente a uma pergunta de cada módulo do teste (as marcações do teste foram convertidas para valores numéricos: 1 para resposta *a*, 0.75 para *b*, 0.5 para *c* e 0.25 para *d*) e a saída seria um neurônio, que apresentaria valores entre 1 e 4 (valores estes definidos pelo teste de Celso Antunes). A quantidade de neurônios na camada intermediária foi definida heuristicamente. O conjunto de treinamento da rede MLP foi obtido através de respostas do teste completo de múltipla escolha de 215 voluntários.

As quatro redes foram treinadas utilizando-se o método de podas de nós (definindo-se os parâmetros *relevance threshold* e *time constant* do método) e os pesos menos signficativos foram eliminados. Isso fez com que alguns neurônios menos significativos da camada de entrada, que representam as perguntas, fossem eliminados, definindo desta forma, quais perguntas eram menos relevantes no teste.

Quando o usuário acessa a hipermídia (*site*), este número reduzido de perguntas é apresentado e as marcações efetuadas são "transferidas" para o módulo do usuário. Neste, uma RNA do tipo MLP, treinada com método de poda de nós, fornece o valor das IMs consideradas.

Módulo gerador de adaptação Neste módulo define-se como será realizada a adaptação no sistema. Para isto, o conteúdo a ser apresentado é dividido em assuntos ou tópicos. Cada assunto vai ser apresentado em uma determinada mídia (texto, fluxograma, desenho ou animação) definido neste módulo.

Tal definição se dá pelas redes neurais que modelam a interpretação de um especialista (por exemplo um pedagogo utilizando sua experiência ou seus conhecimentos de estratégias pedagógicas de aprendizado) que, através das notas de IMs obtidas no módulo anterior, define quantos assuntos, do conteúdo, serão apresentados em cada mídia.

Este módulo é implementado com duas redes neurais artificiais. Primeiramente, uma MLP, responsável pela adaptação inicial, define automaticamente a quantidade de assuntos, do conteúdo, por mídia, a ser apresentada. Segundo, uma rede IAC, responsável pela adaptabilidade, modifica, eventualmente, a quantidade de assuntos por mídia a ser apresentada de acordo com as novas preferências do usuário. Observa-se que esta capacidade de adaptabilidade é, também, responsável pela correção de uma eventual imprecisão na determinação do perfil do usuário.

A rede neural do tipo MLP, com algoritmo de treinamento backpropagtion, tem como objetivo refletir o comportamento do especialista de domínio. Para que isto ocorra, o especialista deverá "fornecer" o conhecimento através de exemplos. Nesta implementação, estes são fornecidos com o preenchimento de uma tabela com 124 indivíduos hipotéticos, na qual determina-se a quantidade de mídias que devem ser apresentadas, segundo cada nota de IM. Através deste conjunto de indivíduos com relação entrada/saída (nota/quantidade de mídias) desejada, a rede neural MLP é treinada. A rede MLP deste módulo apresenta uma arquitetura com três camadas, possuindo 4 neurônios na camada de entrada (cada neurônio representando um valor de IM), 6 na escondida e 4 na de saída (cada neurônio representando a quantidade de uma mídia).

Quando um novo indivíduo utiliza o sistema e suas notas de IMs são obtidas (através do teste de múltipla escolha e da rede MLP com podas de nós no modulo anterior) o sistema determina em que mídia cada assunto será apresentado. Como cada conteúdo é composto por diversos assuntos e cada assunto pode ser apresentado em qualquer uma das quatro mídias, a rede neural MLP define quantos assuntos vão ser apresentados em cada mídia, da mesma forma que o especialista o faria e, posteriormente, a distribuição destas quantidades de mídias nos assuntos é realizada randomicamente.

A tabela, com os 124 indivíduos hipotéticos, acrescida dos valores gerados pela MLP para o novo indivíduo que está utilizando o sistema, é convertida em sequências binárias de forma que o conhecimento seja representado na matriz da rede neural IAC (como nesta rede não há treinamento, o conhecimento é estabelecido através do preenchimento desta matriz).

Esta rede, responsável pela adaptabilidade do sistema, modifica, eventualmente, a quantidade de assuntos por mídia a ser apresentada, de acordo com as novas preferências do usuário e as ações passadas, ou seja, adaptando o sistema às novas necessidades do usuário. Portanto, se o usuário recusar o assunto na mídia sugerida pelo sistema (clicando no botão referente à outra mídia), a tela se modifica para a mídia escolhida. A partir deste evento, todas as mídias dos próximos assuntos poderão ser mudadas, pois novas quantidades são geradas pela rede IAC e o sistema randomiza novamente a distribuição das mídias no assunto. Observa-se, todavia, que tais modificações não ocorrem nos assuntos já visitados mantendo-se, portanto, as mesmas mídias nestes assuntos, para futuras consultas.

A arquitetura da rede IAC implementada apresenta um total de 10 pools. Quatro correspondendo as 4 IMs utilizadas (Inteligências Lingüístico-verbal, Visual-espacial, Lógico-matemática e Cinestésico-corporal), quatro representando as quatro mídias consideradas (texto, desenho, fluxograma e animações), um representando os indivíduos (hipotéticos mais o usuário atual) e o último, o pool escondido.

Módulo de Interfaces: O sistema apresenta inicialmente o teste de múltipla escolha, o qual será utilizado para identificar o valor das IMs dos usuários. Após o usuário realizar o teste, as marcações são transferidas para o módulo do aluno, que as converte em notas, armazena o resultado e as envia para o módulo gerador de adaptação. Este módulo, como já explicado na seção anterior, realiza o processamento e fornece as informações para o módulo de interface de como deve ser apresentado o conteúdo para o usuário (que tipo de mídia para cada assunto do conteúdo) e o sistema, então, é "montado" para o usuário. A primeira página que o usuário tem acesso, a página principal da interface, não é objeto de adaptação e nela se encontram o título, o menu (onde existem os links com os quais o usuário escolhe o assunto do conteúdo a ser visitado) e um botão "finalizar".

O usuário visualiza o assunto escolhido na mídia (texto, desenho, fluxograma ou animação) definida pela rede neural MLP. Independente da mídia de apresentação definida, além do assunto pertinente, encontram-se cinco botões: texto, desenho, fluxograma, animação e retorno ao menu. Caso o usuário escolha uma mídia diferente daquela apresentada, o modulo de interface muda à mídia de apresentação. Concomitantemente, o módulo gerador de adaptação é acionado e a rede IAC, responsável pela adaptabilidade do sistema, modifica a quantidade de assuntos por mídia a ser apresentada, caso o estado de equilíbrio da rede IAC se modifique, e novas mídias por assuntos são geradas. Todo este processo de adaptabilidade é transparente ao usuário.

Quando o usuário clicar o botão "finalizar", localizado na página principal, a condição de apresentação atual é armazenada no banco de dados e o sistema é finalizado.

Resultados

O uso da rede MLP, com método de poda de nós, foi bastante satisfatório na aplicação de redução de dimensionalidade de questionário neste trabalho, pois, das 76 perguntas iniciais restaram 30, conforme sumarizado na Tabela 1. Nesta, é apresentada para cada IM, a quantidade inicial de perguntas, os erros médios resultantes no treinamento e teste com as podas e a quantidade de perguntas resultantes.

Tabela 1: Resultados obtidos com a MLP, com poda de nós, para redução da dimensionalidade e classificação das IMs. Os valores dos erros são absolutos.

IMs	Total perguntas	Erro médio trein.	Erro médio teste	Perguntas resultantes
Lingüístico-verbal	20	0,16	0,20	6
Lógico-matemática	18	0,1	0,14	9
Visual-corporal	20	0,13	0,15	8
Cinestésico-corporal	18	0,21	0,22	7
Total de perguntas	76			30

O módulo do usuário e o módulo gerador de adaptação foram desenvolvidos em Matlab e o módulo de interface foi desenvolvido em JSP.

A rede MLP, após treinada, respondeu corretamente ao conjunto de teste e a rede IAC, que também foi submetida a uma série de simulações, apresentou, qualitativamente, bons resultados. Uma das simulações pode ser observada na Tabela 2. A tabela apresenta as interações do usuário com o sistema, escolhendo determinada mídia diferente da apresentada. Na coluna 1 é apresentada a interação, as colunas 2 a 5 apresentam os resultado das quantidades de cada mídia gerada pela rede IAC e a coluna 6, a quantidade total de mídia. Neste teste o usuário sempre recusou a mídia lógica e escolheu a mídia desenho.

Tabela 2: Interações do usuário com o sistema.

Int.	Mídias				
	T	L	D	A	*Total*
Int. 1	5	8	5	2	20
Int. 2	5	7	6	2	20
Int. 3	5	6	7	2	20
Int. 4	5	5	8	2	20
Int. 5	3	4	9	3	19

Discussão

A grande contribuição deste trabalho se traduz na proposição e implementação de uma metodologia de adaptação da interface, baseada em um mecanismo constituído de redes neurais artificiais dos tipos MLP e IAC, bem como na utilização de uma teoria cognitiva de forma a determinar o perfil do usuário. Pretende-se com

esta metodologia, contribuir com o estudo de interfaces adaptativas.

Esse método leva em consideração o perfil do usuário, as definições de um especialista (o qual estabelece como deve ser aplicada a teoria das Inteligências Múltiplas) e o comportamento do usuário durante sua interação com o sistema.

Na determinação do perfil do usuário é utilizada uma rede neural do tipo MLP, com método de poda de nós, pois os dados do usuário na determinação do perfil são obtidos através de um teste de múltipla escolha e como a quantidade de perguntas neste era muito grande, esta rede é utilizada para a diminuição das quantidade de perguntas e para a geração do valor desejado, ao mesmo tempo.

Uma vantagem, portanto, de se usar o procedimento de poda de nós na definição das perguntas mais relevantes, sobre o método de seleção de característica clássico (estatístico) é que o primeiro pode, simultaneamente, otimizar o conjunto de características e o classificador, enquanto que métodos clássicos de seleção selecionam o melhor subconjunto de características que serão, posteriormente, utilizados em um classificador escolhido. Ou seja, utilizando-se uma RNA com poda de nós é possível fazer a seleção das características e o obter a classificação necessária (valor da IM), ao mesmo tempo, na mesma rede. Não foram encontrados trabalhos com o uso da rede MLP com poda de nós, para esta aplicação de redução de questionário.

É importante observar que não há necessidade de muita precisão nesta determinação das IMs do usuário, pois se o resultado da avaliação do "teste reduzido" não representar exatamente o perfil do usuário, este será corrigido automaticamente pela própria interação do usuário com o sistema. Portanto, os valores de erros obtidos no treinamento e teste são aceitáveis.

Para a adaptação que faz o sistema refletir o conhecimento de um especialista é utilizada uma rede neural do tipo MLP, que é treinada a partir de exemplos (entrada/saída), e associada a uma rede neural do tipo IAC que, conforme a navegação do usuário, realiza novas adaptações.

A IAC é uma rede conexionista apresentada, originalmente, por Rumelhart e McClelland [5]. Sua arquitetura apresenta uma topologia particular com características de memórias bidirecionais hetero-associativas, o que a torna bastante apropriada para a implementação de mecanismos de adaptação para interfaces adaptativas.

O uso, portanto, desta rede é interessante, já que apresenta características relevantes para a realização do *feedback* com o usuário. Além da bidirecionalidade, permite que qualquer neurônio seja ativado, ou seja, não são estabelecidos os neurônios que serão entradas e saídas (qualquer neurônio poderá ser entrada ou saída em cada interação, salvo os do pool escondido) e não há número fixo de neurônios a serem ativados. A rede também utiliza, na atual interação do usuário com o sistema, os valores de ativações obtidas nas interações anteriores, possibilitando uma forma de "memorização" dos atos anteriores do usuário na determinação do estado atual.

Observa-se entretanto, que a rede IAC é uma rede que não generaliza o conhecimento fornecido em sua matriz de conhecimento, mas com uma abordagem inédita neste trabalho, o seu uso conjunto com a rede MLP possibilitou tal característica, importante para a adaptação do sistema. Ou seja, com esta abordagem estabeleceu-se um mecanismo de "aprendizado" para o modelo IAC, pois como este não incorpora mecanismos de aprendizagem como as demais redes de representação distribuídas (MLP), o seu uso era limitado.

O tema do *site* foi definido para que os usuários de equipamentos médicos tenham maior facilidade ao obter informações apresentadas no manual de operação, já que a apresentação das informações será adaptada às suas características cognitivas mais desenvolvidas.

Referências

[1] GARDNER, H., *Estruturas da Mente*, Porto Alegre: Editora Artmed, 2001.

[2] ANTUNES, C., *Como desenvolver conteúdos explorando as inteligências Múltiplas*, Petrópolis: Editora Vozes, Fascículo 3, 2001.

[3] CHUNG, J.; YOON, J. "Performance Comparison of Several Feature Selection Methods Based on Node Pruning in Handwritten Character Recognition in potential amplifiers", in: *Proceedings of the Fourth International Conference on*, New York: v: 1, pp. 18-20, Aug, 1997.

[4] HAYKIN, S., *Redes Neurais: Princípios e prática*, Porto Alegre: Bookman, 2º Ed, 2001.

[5] MCCLELLAND, J. L., RUMELHART, D. E. *Bi Explorations in Distributed Processing – A Handbook of Models, Programs and Exercises*, USA: Massachusetts Institute of Technology: Ed. Bradford Book: 1989.

DISPOSITIVO DE AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DA HABILIDADE GRÁFICA DE CRIANÇAS EM FASE DE ALFABETIZAÇÃO

S. R. S. Souza*, F. C. Amate ** e A. F. Frère*

* Universidade de Mogi das Cruzes/NPT, Mogi das Cruzes, Brasil
** Universidade de São Paulo/Departamento de Engenharia Elétrica, São Carlos, Brasil

e-mail: selma_fisio@hotmail.com

Abstract: Before the great incidence of deficient children in our country, the researchers are using technological standard treatments which evaluating the performance of a specific motor ability. In this work have been developed a device that evaluating the performance qualitative and quantitative of children writing with and without motor deficiencies by a motion capture board and specific software. The experience have been done with four motor deficient children and four without motor deficiencies in writing activities and the obtained results showed us how much our method is accurate.
Palavras-chave: dispositivo de avaliação, grafia, criança deficiente, alfabetização .

Introdução

A Encefalopatia Crônica Não Progressiva patologia popularmente denominada de Paralisia Cerebral (PC), acomete um grande número de crianças no Brasil e no mundo. Somente no Brasil 1 em cada 300 bebês nasce ou adquire esta deficiência após o nascimento. Esta patologia ocasiona distúrbios do movimento e da postura em graus variados e, comumente é possível verificar a característica de incoordenação motora durante as ações.

A criança portadora de necessidades especiais tem participado com maior intensidade de um sistema integracionalista favorecido pela viabilização da inclusão escolar tanto em classes especiais quanto em classes regulares. Entretanto ainda não é possível afirmar que a participação do deficiente neste tipo de ambiente ocorra de forma satisfatória, pelo fato da equipe multiprofissional envolvida no processo de alfabetização contemplar o conceito fictício do aluno ideal.

A diferença do desenvolvimento neuropsicomotor existente entre as crianças consideradas normais e as portadoras de necessidades especiais, transmite a impressão errônea de que as dificuldades encontradas pelo último durante a atividade escrita estejam somente relacionadas com déficit cognitivo ou simplesmente falta de habilidade gráfica sem associá-la à causa.

A análise da habilidade motora dos membros superiores foi realizada por vários pesquisadores que utilizaram dispositivos de avaliação para quantificar o desempenho dos indivíduos adultos [1], [2].

Pesquisas realizadas no Brasil mostraram que durante a atividade escrita realizando uma preensão rígida ou digital, dois tipos de movimentos são encontrados: os movimentos intrínsecos, quando um objeto é manipulado por meio dos movimentos dos dígitos, e os movimentos extrínsecos caracterizados pelos movimentos de membro superior e tronco. Portanto, para a realização da atividade harmoniosa escrita esses dois tipos de movimentos devem estar presentes simultaneamente. Os pesquisadores analisaram o tempo e variabilidade na execução de traçados realizados por adultos [3].

Neste artigo é apresentado o dispositivo de avaliação da habilidade gráfica desenvolvido para possibilitar aos profissionais das áreas de saúde e educação, diagnosticar e quantificar a dificuldade na coordenação motora especificamente relacionada à escrita de indivíduos em fase de alfabetização.

Materiais e Métodos

S*ujeitos*: Foram voluntárias da pesquisa oito crianças, sendo que quatro com necessidades especiais, do sexo masculino, características motoras similares (encefalopatia crônica não progressiva do tipo diparética) e faixa etária entre sete e onze anos compuseram o grupo A. Participaram também quatro crianças sem dificuldades motoras, três do sexo masculino e uma do sexo feminino, na mesma faixa etária que compuseram o grupo B. Os participantes do grupo A encontram-se em processo de alfabetização sendo que 50% estudam em escola regular e 50% estudam em escola especial. Ainda neste grupo 50% das crianças escrevem com a mão esquerda e 50% com a mão direita, e uma delas realiza pinça tridigital, enquanto as outras seguram a caneta posicionando-a entre o polegar e a face lateral do dedo indicador. Os participantes do grupo B encontram-se em processo de alfabetização e todos estudam em escola regular. Deste grupo 25% escreve com a mão esquerda e 75% com a mão direita, mas todas realizam preensão tridigital para segurar a caneta.

Instrumento de avaliação: O instrumento de avaliação é composto por um computador com um software específico para a determinação da porcentagem de acertos e erros durante a execução de traçados, tempo de execução de cada traçado, e seqüenciamento da

letra. Foram utilizados também uma mesa digitalizadora x,y, da marca Genius® modelo 1812 (Figura 1); letras do alfabeto e uma caneta interligada à mesa digitalizadora que permite o registro dos traçados efetuados pelas crianças.

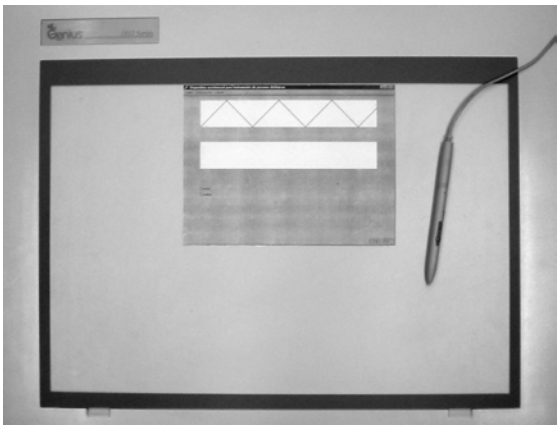


Figura 1 – Mesa digitalizadora Genius® modelo 1812

O software desenvolvido para esta pesquisa fornece informações quantitativas sobre os itens pesquisados. Portanto possibilita calcular a média dos traçados considerados normais, (previamente realizados oito vezes por crianças sem limitações motoras). Mediante esta informação, cada traçado feito com a caneta sobre a mesa pode ser comparado à média. O programa também permite verificar o tempo (ms) de execução de cada módulo e, por fim analisar o seqüenciamento da realização dos traçados. Essa informação mostra como a criança inicia a grafia das letras, da esquerda para a direita, da direita para a esquerda, de cima para baixo ou debaixo para cima (Figura 2).

O programa possibilita a seleção de quadrados de diferentes tamanhos que são posicionados nas letras a serem reproduzidas conforme o interesse do avaliador, para obter o tempo entre os módulos, o seqüenciamento e a porcentagem de acerto.

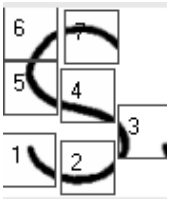


Figura 2- Módulos da letra S para serem escritos pelas crianças.

Procedimento: As letras foram divididas em classes conforme o grau de complexidade para execução, por exemplo, classe 1 foi composta pelas letras E, F, H, I, L, T; classe 2 formada por letras A, V, X; classe 3 por C, O, J, U, Q; classe 4 composta por B, D, G, R, P; classe 5 formada por M, N, Z, Y e por último a classe 6 composta pela letra S.

Os dois grupos de crianças iniciaram as atividades com desenhos para se familiarizarem com a mesa e, após esta fase foram eleitas as letras F, A, C, P e S para serem reproduzidas.

Consentimento informado: O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da instituição e todos os responsáveis pelos participantes assinaram o termo de consentimento informado.

Resultados

As figuras 4 e 5 apresentam os dados sobre o seqüenciamento da letra S realizados pelos grupos A e B .

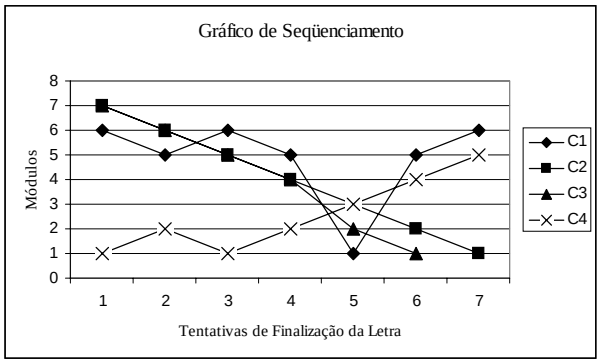


Figura 4- Seqüenciamento na execução da letra S realizada pelo grupo A.

No gráfico acima é possível observar que as crianças C2 e C3 realizaram o seqüenciamento da letra de forma semelhante, enquanto que as crianças C1 e C4 apresentaram seqüenciamento variado.

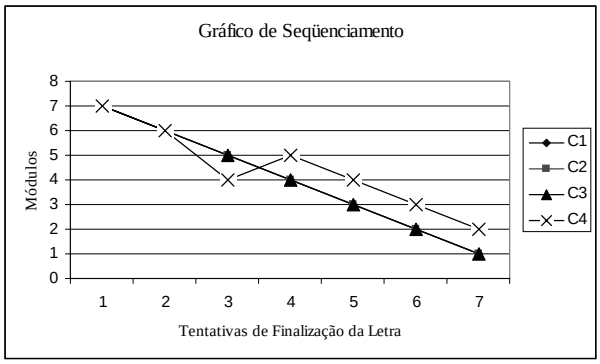


Figura 5- Seqüenciamento na execução da letra S realizada pelo grupo B.

Verifica-se na Figura 5 que o seqüenciamento da letra S realizado pelas crianças C1, C2 e C3 pertencentes ao grupo B não difere.

As figuras 6 e 7 apresentam os dados sobre a porcentagem de acerto durante a execução da letra S realizada pelos grupos A e B.

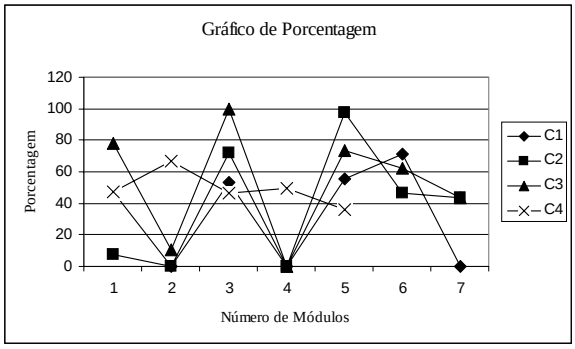


Figura 6- Porcentagem de acerto na execução da letra S realizada pelo grupo A.

Observa-se que no grupo A, as crianças C2 e C3, conseguem atingir em algum momento 100% de produtividade, entretanto existem seis pontos nulos referentes a execução da letra pelas crianças representadas por C1, C2 e C3.

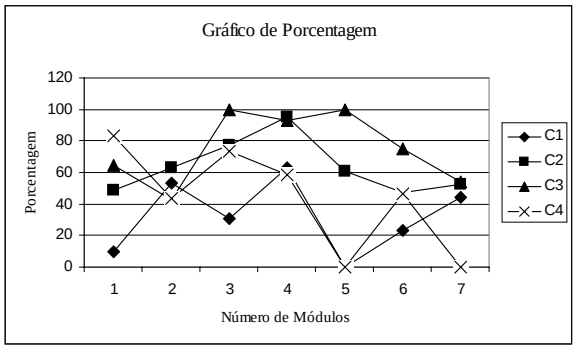


Figura 7- Porcentagem de acerto na execução da letra S realizada pelo grupo B.

Sobre a produtividade das crianças pertencentes ao grupo B, apenas C3 obtêve dois pontos com 100% de acerto. O gráfico expõe três pontos nulos referentes a execução da letra pelas crianças representadas por C1 e C4.

As figuras 8 e 9 apresentam os dados pertinentes ao tempo de execução entre os módulos da letra S realizada pelos grupos A e B.

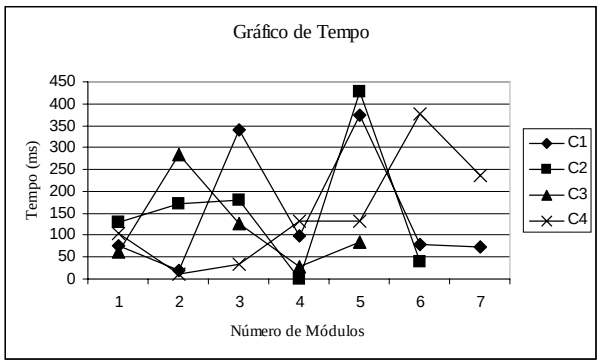


Figura 8- Tempo de execução da letra S realizada pelo grupo A.

A figura 8 mostra que entre os módulos 4 e 5 as crianças executam a letra S com maior lentidão, com exceção da criança representada por C4 que mantém o ritmo da grafia.

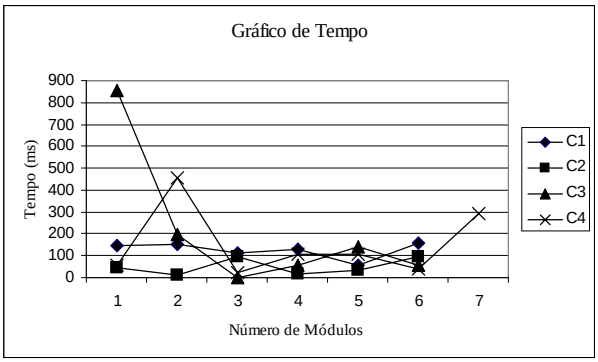


Figura 9- Tempo de execução da letra S realizada pelo grupo B.

Em relação ao tempo gasto para execução dos traçados da letra S feita pelo grupo B, podemos concluir que na maior parte do trajeto percorrido para a execução da letra as crianças não necessitaram de mais que 180ms e, apenas um elemento (C3) utilizou-se de mais de 500ms para execução de um módulo.

Conclusão

A proposta de um novo método para a avaliação gráfica viabilizou aos profissionais das áreas da saúde e educação quantificar as dificuldades encontradas pelos indivíduos para concretizar esta tarefa.

O dispositivo mostrou-se capaz de auxiliar profissionais a solucionar problemas relacionados ao desempenho de indivíduos com dificuldades motoras e propiciar possibilidades de reabilitação específica para os mesmos.

As medidas de desempenho da grafia apresentadas neste trabalho foram facilmente visualizadas pelo examinador devido a disposição simples e adequada dos números na telas. O programa também foi de fácil manipulação, sendo viável sua execução na prática clínica dos profissionais da área da saúde. Levando-se em consideração a relação tranqüila das crianças com os materiais do experimento que não provocaram rejeição ou desconforto, consideramos que o dispositivo é bem integrado na realidade dos usuários.

O dispositivo de avaliação mostrou-se sensível à variações existentes entre as crianças dos dois grupos pois, descreve os parâmetros analisados de forma muito detalhada. Desta forma, o instrumento torna-se significante na análise comparativa dos dados obtidos mesmo que esses sejam pequenos. Ele deverá também ser um recurso relevante para a solução de problemas encontrados por professores em salas de aula tanto de escolas especiais, quanto de escolas regulares, que devem lidar com o aluno considerado lento. Muitas dessas crianças taxadas de “atrasadas” sofrem por serem obrigadas a seguirem o mesmo programa estipulado

para as crianças sem dificuldades motoras. Esse dispositivo de fácil aplicação e de custo razoável poderá tornar claro ao profissional que o aluno que não aprende a escrever pode apresentar simplesmente dificuldades de grafia.

A pesquisa proporciona uma nova concepção da integração da criança portadora de necessidades especiais à sociedade, uma vez que permite avaliar de uma forma precisa as estratégias que ela utiliza para superar suas dificuldades permitindo orientá-las em vez de tentar minimizá-las. A análise do seqüenciamento poderá mostrar, por exemplo, que a criança que não sabe realizar um traço da esquerda para a direita, pode não apresentar dificuldades para realizá-lo de outra forma.

Agradecimentos

Os executores desta pesquisa agradecem à FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da UMC) e às famílias das crianças participantes.

Referências

[1] BOISSY, P., BOURBONNAIS, D., GRAVEL, D., ARSENAULT, A.B., LEBLANC, M., "A static dynamometer measuring simultaneous torques exerted at the upper limb", *IEEE Trans Rehabil Eng.* 6(3):309-15, 1998.

[2] KREBS, H. I., AISEN, M. L.; VOLPE, B. T., HOGAN, N., "Quantization of Continous Arm Movements in Humans with Brain Injury", *Neurobiology*, 96: 4645-4649, 1999.

[3] FREUDENHEIM, A. M., MANOEL, E. J., "Organização Hierárquica e a Estabilização de Um Programa de Ação: Um Estudo Exploratório". *Rev.Paul.Educ.Fís.*, 13(**3**):177-196, 1999.

CONTROLE DO CURSOR DO MOUSE PELO MOVIMENTO DA CABEÇA USANDO CÂMERA CCD E PROCESSAMENTO DE IMAGEM

N. Dias, J. Osowsky, H. R. Gamba e P. Nohama

CEFET-PR/CPGEI, Curitiba, Brasil

e-mail: nelise@cpgei.cefetpr.br

Abstract: This paper presents a Human-Machine Interface (HMI) for quadriplegic people. The developed system controls the position of the mouse cursor by the head movement. Its controller is based on an online digital image processing of the position of the user´s head sat down in front of a computer monitor. A circular blue tag drawn on the user forehead is used as a reference of the head position. A color CCD video camera installed on the monitor acquires images of the head and sends them to the computer. The centre coordinates of the blue tag are the reference for the mouse cursor movement, which are determined using the HSI colour model and Hough Transform.

***Palavras Chaves*: Tetraplegia, processamento de imagem, comunicação alternativa, interface homem-máquina.**

Introdução

Segundo a *National Spinal Cord Injury Association*, entre 250.000 e 400.000 americanos apresentam algum tipo de lesão na medula espinhal, sendo a maior causa dessas lesões os acidentes com veículos automotivos. Desse total, 48,7% dos indivíduos adquirem tetraplegia, ou seja, paralisia de membros superiores e inferiores [1].

Em geral, devido à falta de dispositivos de apoio, os indivíduos tetraplégicos não utilizam computadores, pois não conseguem manusear os dois principais periféricos de entrada de dados (teclado e mouse).

Visando ampliar o acesso desses indivíduos aos computadores, vários grupos de pesquisa vêm desenvolvendo periféricos alternativos para entrada de dados ou emuladores dos dispositivos padrão [2], [3], [4], [5] e [6].

Neste artigo, apresenta-se um mouse controlado pelo movimento da cabeça do usuário em frente ao computador. Trata-se de um sistema que utiliza uma câmera do vídeo colorida instalada sobre o monitor, uma testeira esportiva colocada na cabeça do usuário e um aplicativo de processamento digital de imagens (PDI) para processar as imagens provenientes da câmera de vídeo. Um microfone e um sistema de reconhecimento de voz são utilizados para ativar os comandos do mouse (clique simples e duplo e arrastar-soltar).

Sistemas para Interface Homem-Máquina (IHM) semelhantes a esse são descritos em [7], [8], [9], [10] e [11].

Materiais e Métodos

A Figura 1 apresenta um esboço do sistema IHM. Para simplificar o algoritmo de PDI, responsável pela análise dos movimentos da cabeça, colocou-se no centro da testeira um círculo de cor azul. O círculo é utilizado como referência da posição da cabeça do usuário. Um aplicativo de PDI segmenta cada imagem capturada e determina as coordenadas do centróide deste círculo. O movimento do mouse é, então, determinado observando-se as coordenadas sucessivas do centróide em relação à coordenada inicial, a qual é tomada como referência.

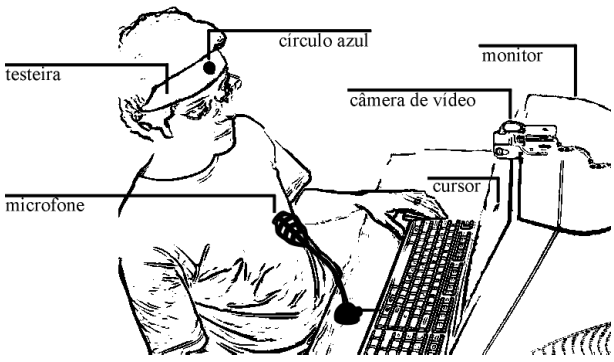


Figura 1: Sistema para controlar o cursor do mouse pelo movimento da cabeça do usuário.

Conforme ilustra a Figura 2, qualquer movimento horizontal (Δx) e/ou vertical (Δy) da cabeça altera as coordenadas do centróide do círculo. Esta mudança afeta, proporcionalmente, a posição do cursor do mouse na tela do computador. A coordenada inicial do centróide do círculo (x_0, y_0) é calculada quando o usuário está posicionado com a cabeça reta olhando para o centro da tela. Esta coordenada inicial é então relacionada com as coordenadas do cursor do mouse (x_1, y_1), as quais são referenciadas ao centro do monitor. As diferenças nas coordenadas do centróide do círculo são calculadas a cada quadro de imagem adquirido. Quando o usuário movimenta a cabeça, surge uma diferença *dx* e/ou *dy* na coordenada do centróide do círculo em relação à coordenada inicial que pode ser negativa ou positiva, dependendo da direção do movimento da cabeça.

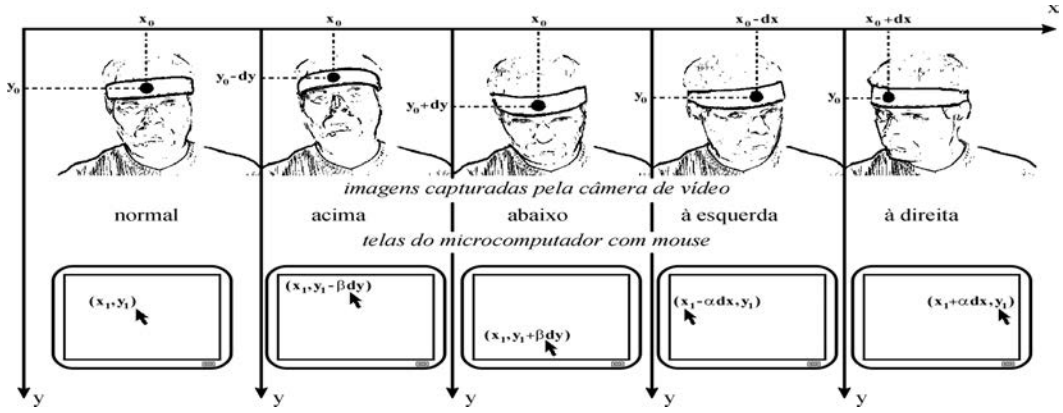


Figura 2: Reflexo do movimento da cabeça do usuário sobre o cursor do mouse. Uma diferença *dx* no centróide é relacionada a um deslocamento $\alpha\, dx$ no cursor e uma diferença *dy* causa um deslocamento β dy. As constantes α e β determinam a sensibilidade do sistema.

Cada diferença *dx* e/ou *dy* no centróide do círculo azul está relacionada a um deslocamento $\alpha\, dx$ e/ou β dy no cursor do mouse, respectivamente. As constantes α e β determinam a sensibilidade do sistema. Com valores altos o cursor tem movimentos bruscos (sensibilidade baixa) e com valores baixos, movimentos finos (sensibilidade alta).

O microfone posicionado à frente do usuário ativa o sistema de reconhecimento de voz que está configurado para atender a quatro comandos de ações dos botões do mouse:

- clique simples: clique simples com o botão esquerdo do mouse;
- clique duplo: clique duplo com o botão esquerdo do mouse;
- pressione: pressione e mantenha pressionado o botão esquerdo do mouse;
- solte: libere o botão esquerdo do mouse.

A combinação das duas últimas ações resulta na ação arrastar-soltar.

As imagens (quadros) provenientes da câmera de vídeo são digitalizadas por uma placa de captura de sinal de vídeo (*frame grabber*) e enviadas para o computador para que sejam processadas através de técnicas de PDI. O resultado final é a coordenada do centróide do círculo azul para este quadro. Esse valor em conjunto com a coordenada do quadro anterior determinam *dx* e *dy* e, conseqüentemente, $\alpha\, dx$ e β dy, possibilitando o deslocamento do cursor do mouse na direção desejada. A Figura 3 apresenta o diagrama em blocos da parte computacional do sistema.

A Segmentação da Cor Azul na imagem tem por objetivo a eliminação de todas as demais informações presentes que não são relevantes para a localização do centróide do círculo.

O primeiro passo no processo envolve a conversão dos pixels do modelo padrão de cores RGB (*R*-vermelho, *G*-verde e *B*-azul) para o modelo HSI, Figura 4, onde *H* representa o matiz da cor (cor pura), *S* a saturação e *I* a intensidade ou brilho do pixel analisado [12].



Figura 3: Técnicas de PDI do sistema projetado para localizar o centróide do círculo azul colocado na cabeça do usuário.

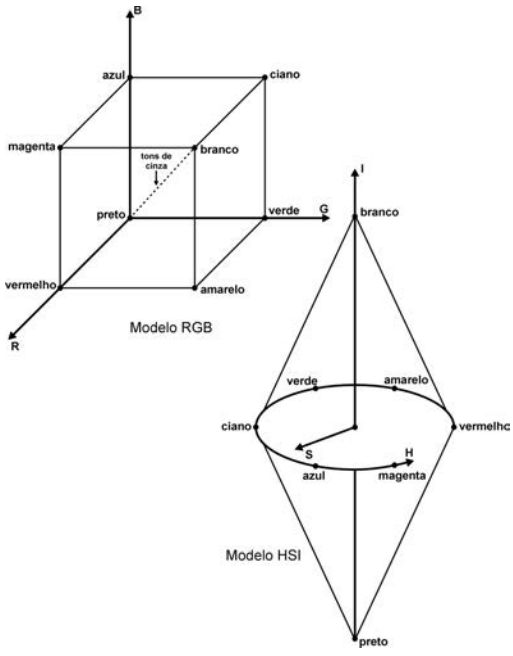


Figura 4: Modelos de Cor: RGB e HSI.

Essa conversão é realizada porque o modelo de cor HSI torna o processamento de imagens coloridas mais simples, já que este modelo se assemelha ao método de percepção de cores dos seres humanos, fato não inerente ao modelo RGB [13].

O valor do matiz do pixel é dado em graus, sendo que 0º significa vermelho, 60º amarelo, 120º verde, e assim por diante. Na imagem binária resultante pixels são marcados com preto se tiverem matizes próximos de 240º. Caso contrário, são marcados com branco.

A Transformada de Hough [14] Circular [15] e [16] utiliza imagens binarizadas contendo objetos na cor preta para reconhecer e localizar formas geométricas circulares que são identificadas através da Equação 1:

$$\rho = K \pm \sqrt{k^2 - C} \quad \forall \quad k^2 - C \geq 0 \text{ e } \rho \geq 0 \qquad (1)$$

onde, $K = x \cdot \cos(\theta) + y \cdot \sin(\theta) \quad \forall \quad \theta_{\min} \leq \theta \leq \theta_{\max}$

e $C = x^2 + y^2 - r^2 \quad \forall \quad r_{\min} \leq r \leq r_{\max}$.

A coordenada (x, y) faz referência a qualquer pixel preto na imagem. A variável r representa o raio do círculo a ser localizado que deve variar de acordo com as dimensões da imagem. A distância ρ e o ângulo θ representam a coordenada polar do centroíde do círculo em relação à posição $(0,0)$ da imagem, como mostrado na Figura 5. As constantes $\theta_{\min}$ e $\theta_{\max}$ são definidas com base na posição do círculo a ser localizado.

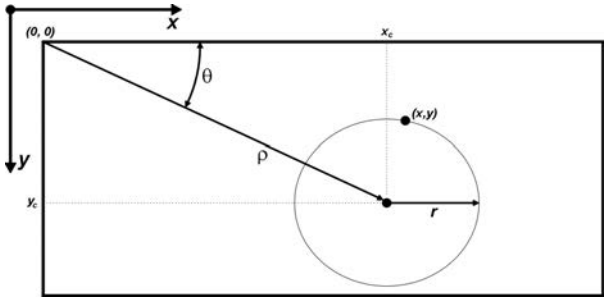


Figura 5: Identificação de uma forma geométrica circular através de três parâmetros (ρ, θ, r) utilizando a Transformada de Hough.

O resultado dessa transformada é armazenado em uma matriz 3D, onde r, ρ e θ representam cada uma das dimensões da matriz. De acordo com a definição da Transformada de Hough [14], os elementos de coordenada (ρ, θ, r) que tiverem valores mais elevados definem um círculo de raio r e coordenada do centróide (ρ, θ). O processamento é finalizado convertendo-se esta coordenada para a representação retangular, (x_c, y_c).

O aplicativo desenvolvido neste projeto para o processamento das imagens foi implementado em linguagem de programação C++ para a plataforma Windows 95 ou superior, sendo executado num computador com processador Pentium IV 1,7 GHz e 256 MBytes de memória RAM. Utilizou-se uma câmera de vídeo CCD colorida padrão NTSC modelo WAT-202B da Watec, Inc. e uma placa de captura de sinal de vídeo, modelo CPH050 da TView, Inc.

As imagens capturadas possuem resolução de 320 pixels de largura por 240 pixels de altura e padrão de cor RGB.

Foi incorporado ao aplicativo o sistema de reconhecimento de voz da Microsoft® chamado MS-Speech SDK versão 5.1 [17].

Resultados

A Figura 6 apresenta a seqüencia de imagens obtidas após cada etapa de processamento. A Figura 6(a) mostra a imagem original, colorida, capturada pela câmera de vídeo. A Figura 6(b) mostra o resultado do algoritmo de segmentação da cor azul, onde tanto o livro sendo segurado por uma segunda pessoa quanto o círculo na testa do usuário são azuis. A Figura 6(c) mostra a imagem obtida após a aplicação da Transformada de Hough para objetos circulares.



Figura 6: Resultado das etapas de processamento de imagens. (a) imagem original; (b) imagem após a segmentação da cor azul e (c) após a aplicação da Transformada de Hough.

O tempo de processamento de todas as etapas do sistema, da captura do quadro ao deslocamento do cursor, foi inferior a 66ms possibilitando uma taxa de captura de 15 quadros por segundo. Esta taxa foi alcançada quando se utilizava o sistema operacional MS-Windows® 2000. Com o MS-Windows® 98 SE esta taxa caiu para 10 quadros por segundo.

Uma vez que o sistema de reconhecimento de voz MS-Speech tenha armazenado na sua base de dados o treinamento da voz do usuário, a taxa de acerto dos comandos alcançou 95%.

Discussão

Na segmentação da cor azul a adoção apenas do matiz (*H*) como classificador do que é objeto e do que não é mostrou-se pouco eficiente, pois podem existir pixels que tendam à cor branca, cujo matiz é azul. Isto é, esses pixels possuem matiz azul, porém estão com baixa saturação (*S*). O mesmo pode ocorrer com pixels que tendem ao preto, possuindo matiz azul, porém com baixa luminosidade (*I*). O melhor desempenho ocorreu quando se utiliza *H* como classificador principal e *S* e *I* como classificadores secundários.

Com a taxa de captura de 15 quadros por segundo é possível acompanhar o cursor do mouse sem defasamento temporal no seu deslocamento, isto é, o movimento da cabeça do indivíduo gera, "em tempo real", o deslocamento do cursor.

A diferença na taxa de captura de quadros entre as duas versões do sistema operacional se deve ao fato do MS-Windows® 2000 operar completamente em 32-bits, o que não ocorre com o MS-Windows® 98 SE que em muitas ocasiões opera em 16-bits [18].

Para simplificar e reduzir o tempo de implementação deste sistema de controle do mouse, seus quatro comandos de voz: *click*, *double click*, *drag* e *drop* são pronunciados na língua inglesa. Contudo sua próxima versão reconhecerá comandos falados em português.

Conclusão

Neste artigo descreveu-se um mouse controlado pelo movimento da cabeça e por comando de voz. Este sistema tem como meta principal permitir a reinclusão de pessoas tetraplégias no ambiente informatizado que hoje se vive. Seus componentes, câmera de vídeo CCD colorida padrão NTSC, placa de captura de sinal de vídeo (*frame grabber*), placa de som, microfone e testeira, são de baixo custo permitindo que indivíduos comuns e instituições de ajuda à pessoas com necessidades especiais possam adquirir tal sistema.

Agradecimentos

Os integrantes deste projeto agradecem ao CNPq pelas bolsas de pesquisa fornecidas e pelo apoio financeiro (processo 552265/01-2).

Referências

[1] NSCIA, Internet site address: www.spinalcord.org acessado em 08/04/2003.

[2] ABOU-ALI, A. and PORTER, W. A., 'Man-machine interface through eyeball direction gaze', *Proceedings. of 25th South-eastern Symposium on System Theory*, Cookeville, USA, 1997, pp. 478-482, 1997.

[3] BALLARD, P. and STOCKMAN, G. C., 'Computer operation via face orientation', *Proceedings of 11th IAPR International Conference on Pattern Recognition*, Hague, Holanda, 1992, pp. 407-410, 1992.

[4] BALLARD, P. and STOCKMAN, G. C., "Controlling a computer via face aspect", *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics* 24(**4**):669-677, 1995.

[5] CHEN, Y., TANG, F., CHANG, W. H., WONG, M., SHIH, Y. and KUO, T., "The new design of an infrared-controlled human-computer interface for the disabled", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 7(**4**):474-481, 1999.

[6] LOPRESTI, E. F. and BRIENZA, D. M., "Adaptive software for head-operated computer controls", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 12(**1**):102-111, 2004.

[7] MARSIC, I., MEDL, A. and FLANAGAN, J., "Natural communication with Information Systems", *Proceedings of the IEEE*, 88(**8**):1354-1366, 2000.

[8] ESAKI, S., EBISAWA, Y., SUGIOKA, A. and KONISHI, M., 'Quick menu selection using eye blink for eye-slaved nonverbal communication with video-based eye-gaze detection', *Proceedings of 19th Annual International Conference of the IEEE/EMBS*, Chicago, USA, 1997, pp. 2322-2325, 1997.

[9] KATO, M. and SATO, J., 'Visual interface from uncalibrated cameras for unknown displays', *Proceedings of 15th International Conference on Pattern Recognition*, Barcelona, Espanha, 2000, pp. 428-431, 2000.

[10] BEACH, G., COHEN, C. J., BRAUN, J. and MOODY, G., 'Eye tracker system for use with head mounted displays', *Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, San Diego, USA, 1998, pp. 4348-4352, 1998.

[11] SOUZA, M. N., FOGGIATTO, A., OSOWSKY, J. NOHAMA, P. and GAMBA, H. R., 'Mouse ontrolado pelo movimento do olho', *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, São José dos Campos, Brasil, 2002, 5: pp. 232-236, 2002.

[12] UMBAUGH, S. E., *Computer Vision and Image Processing: a practical approach using CVIPtools*, Prentice Hall PTR, 1999.

[13] GONZALEZ, R. C. and WOODS, R. E., *Digital Image Processing*, Addison-Wesley Publishing, 1993.

[14] PARKER, J. R., *Algorithms for Image Processing and Computer Vision*, Wiley Computer Publishing, 1997.

[15] KERBYSON, D. J. and ATHERTON, T. J., 'Circle detection using Hough transform filters', *Proceedings of 5th International Conference on Image Processing and its Applications*, Edinburgo, UK, 1995, pp. 370-374, 1995.

[16] BULOT, R., BOI, J., SEQUEIRA, J. and CAPRIOGLIO, M., 'Contour segmentation using Hough transform', *Proceedings of the International Conference on Image Processing*, Lausanne, Suíça, 1996, 3:pp. 583-586, 1996.

[17] Microsoft Speech Server, Internet site address: www.microsoft.com/speech acessado em 16/10/2003.

[18] ONEY, W., *Programming the Microsoft Windows Driver Model*, Microsoft Press, 1999.

Software de Avaliação e Análise Neurofuncional

Cristiane Gonçalves Ribas*, Erika Michely Levi*, Julio César Colpo*, Renata Franco Leite Ciccarino*, Vânia Carla Camargo*, Vera Lúcia Israel**

*PUC-PR/ Mestrado em Tecnologia em Saúde, Curitiba, Brasil
**PUC-PR/ Docente do Mestrado em Tecnologia em Saúde, Curitiba, Brasil

e-mail: rciccarino@uol.com.br

Abstract : The main objective of this study was to elaborate a software adapting the Levels of Learning for Motor Abilities Aquatic Functionaries Scale (ISRAEL, 2000), for Functional Scale in Ground Directed the Neurological Patients, with qualitative and quantitative graduation. The used methodology was the revision of literature, instumentation and elaboration of software, application and data-collecting. For this end, it is in development a software I contend interview, physical examination, graduation in the scale and evolution of the patient. Moreover, the program possesss a graphical function X time, that favors the visualization of the evolution of the motor abilities of the participant patients.

Palavras Chaves: physical therapy, software, motor abilities, qualitative, quantitative.

Introdução

É inegável que o movimento humano constitui-se como objeto mais central e mais importante do estudo de pesquisas em Avaliação Funcional.

Enquanto função, o movimento humano sempre foi objeto de análise[1] e apresenta uma diferença entre movimento e ação motora. O movimento é entendido como o aspecto externo e visível de uma atividade com movimentos corporais enquanto a ação motora entende seu aspecto interno, o que ocorre internamente quando da realização de movimentos corporais.

Portanto, para o estudo do movimento humano nesta perspectiva funcional, as áreas de conhecimento que contribuem só podem ser a física, a fisiologia e anatomia sobre as mudanças internas que ocasionam, por exemplo, movimentos mais velozes, mais resistentes, mais coordenados e mais fortes [2].

A análise das funções centra-se na mensuração de classificação das capacidades e atividades, e na identificação das limitações funcionais [3]. Na essência, é uma medida de mudança em termos de como um sujeito efetua certas tarefas ou desempenha certos papéis nas diversas dimensões da existência, previamente descritas.

A Escala Funcional em Solo Direcionada a Pacientes Neurológicos têm seus pontos de graduação quantitativos e qualitativos, visando a habilidade do paciente em suas atividades de vida diária, permitindo ao mesmo, seus familiares e ao profissional acompanharem de forma simples e objetiva a evolução das aquisições motoras conquistadas pelo paciente durante o tratamento fisioterapêutico, considerando não somente o ganho de função, mas também a qualidade com que o indivíduo realiza a mesma[4] [5].

A escala apresentada tem o propósito de servir de método de avaliação funcional em pacientes com déficit motor oriundo de patologias do Sistema Nervoso Central (SNC), até então não encontrada na literatura. Esta escala será adaptada da Escala dos Níveis de Aprendizagem para Habilidades Motoras Aquáticas Funcionais [6].

O NEUROAN é um software desenvolvido em plataforma Windows especialmente para análise de pacientes neurológicos, utilizando a Escala Funcional em Solo Direcionada a Pacientes Neurológicos, fazendo uso da avaliação do diagnóstico do profissional de fisioterapia e realizando apoio a evolução do paciente, dado ao tempo necessário de terapia realizada.

Este software demonstra a evolução adquirida pelo paciente ao longo de seu tratamento fisioterapêutico através de uma escala específica.

Os objetivos específicos desta etapa foram a revisão de literatura acerca do fenômeno e a elaboração do software.

Materiais e Métodos

Ao iniciar qualquer tipo de tratamento, seja ele fisioterapêutico ou medicamentoso, necessitamos de uma pré-avaliação do paciente. Essa avaliação resultará em um prontuário com os principais dados. Desde os seus dados pessoais até o histórico clínico e tratamentos realizados anteriormente são registrados no NEUROAN, para que todo e qualquer método utilizado antes e durante o tratamento seja registrado.

Este registro gerado é armazenado em um banco de dados, onde o mesmo pode ser manipulado pelo usuário, mantendo condições de modificações em qualquer tempo. O Paradox [7] [8], banco de dados utilizado para viabilizar este processo permite o acesso ao usuário, sendo este o escolhido para a construção deste software.

Em termos de programação e construção da interface usuário-máquina foi utilizado o Borland Delphi 5 [9] [10] que supriu a necessidade do processo.

Após esta recomendação de dados, o profissional a operar o NEUROAN faz o diagnóstico do paciente através da Escala Neurológica e armazenando estes dados no mesmo. Estas análises e diagnósticos são

armazenados ao decorrer da sessão fisioterapêutica ou off-line através de registros posteriores. Após esta inserção de dados o profissional pode obter a evolução adquirida pelo paciente em todas as áreas da Escala, podendo rever e analisar suas sessões através de gráficos de acompanhamento de evolução, podendo até imprimir o mesmo para análises posteriores longe de sua base de dados.

Interface para o usuário

Será realizada uma análise de um paciente fazendo todos os passos necessários para a utilização mais correta do software.

Primeiro Passo:

Ao iniciarmos o programa, a tela inicial nos indica campos de cadastro, gráficos e arquivos gerais.

Para iniciarmos a análise entramos com o cadastro de um paciente. Se o paciente já está previamente cadastrado, há um sistema de busca padronizada para alcançar os dados do paciente, apenas digitando seu nome ou as letras iniciais. Nesta mesma tela encontramos as atividades de inserção de dados clínicos e análises terapêuticas.

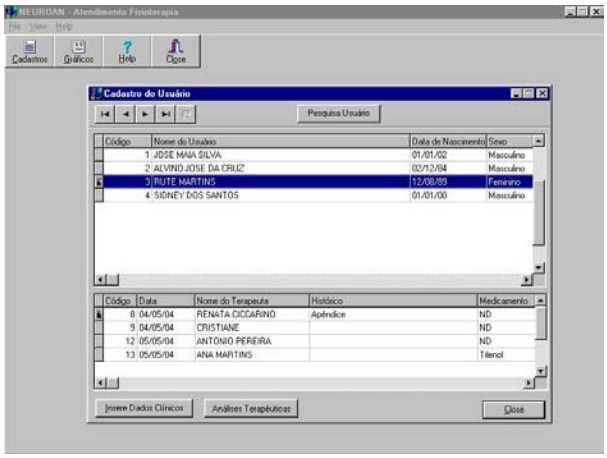


Figura 1: Cadastro do Usuário.

Segundo Passo:

Atualizações do Usuário (paciente) podem ser feitas quando necessárias, tendo seus principais dados pessoais.

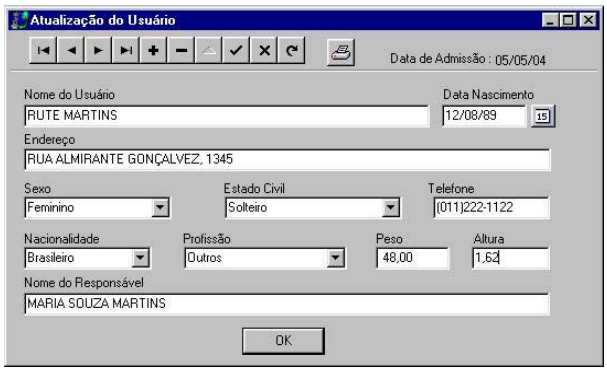


Figura 2: Atualização do Usuário.

Terceiro Passo:

Os dados clínicos do paciente são reservados e inseridos nos campos demonstrados na figura 3. Este campo é de grande relevância para o fisioterapeuta, pois nele é possível realizar uma revisão de todos os tratamentos já realizados e quais os procedimentos a serem tomados em relação ao paciente a partir de seu histórico clínico.

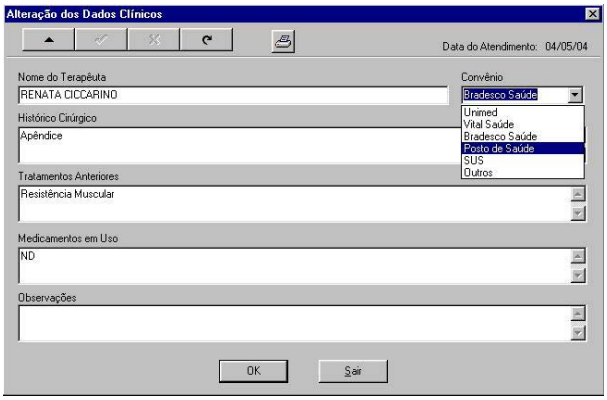


Figura 3: Dados Clínicos.

Quarto Passo:

Neste passo inicia-se o procedimento da análise através da Escala Neurológica propriamente dita. Aqui temos todos os tipos de análises que podem ser realizadas pelo paciente, não sendo necessariamente a realização das mesmas em única data. O NEUROAN guarda em seus registros qual a última análise realizada e o dia em que foi feita (Figura 5).

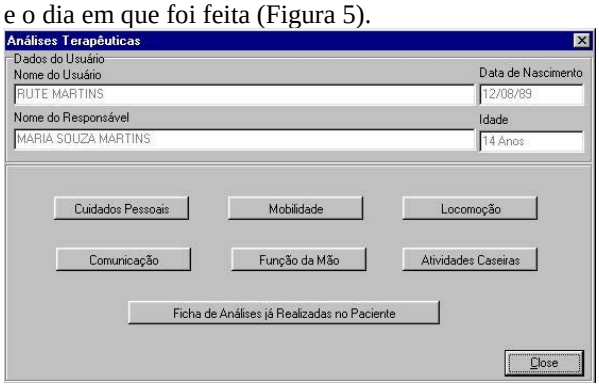


Figura 4: Tela de escolha de análises.

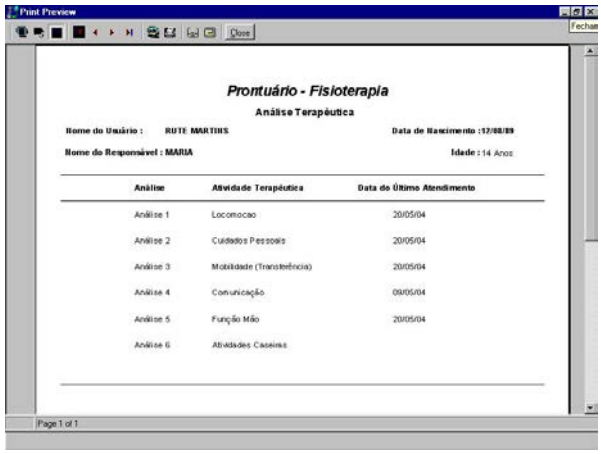


Figura 5: Histórico das sessões realizadas.

Quinto Passo:

De acordo com a atividade escolhida, o fisioterapeuta tem os campos a serem preenchidos de acordo com a Escala Neurológica de cada atividade.

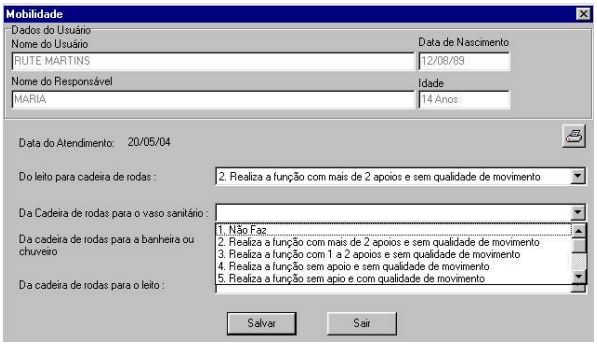


Figura 6: Escala Neurológica.

Sexto Passo:

Após duas ou mais sessões realizadas, é possível obter a visualização das mesmas através de gráficos lineares para cada função, permitindo a verificação da evolução do paciente pelo profissional.

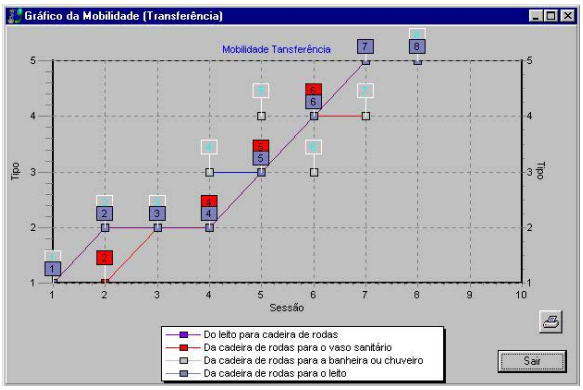


Figura 7: Análise Gráfica de Evolução.

Resultados

Os objetivos específicos desta etapa foram investigar a literatura a cerca do fenômeno a ser analisado e confeccionar o software, os quais foram atingidos.

Como domínios neurofuncionais foram definidos: os cuidados pessoais, mobilidade (transferência), locomoção, comunicação, função da mão e atividades caseiras.

Elaborou-se um projeto piloto utilizando-se da escala neurofuncional desenvolvida inserida no software, com pacientes portadores de hemiplegia. Na etapa seguinte, pretende-se aplicar o projeto, para averiguar a viabilidade do software apresentado.

Discussão

A fisioterapia ainda hoje apresenta poucas ferramentas de avaliação para pacientes com déficits neurológicos [2,3]. Este software pretende não só avaliar o paciente, mas demonstrar graficamente a sua evolução, permitindo ao profissional fisioterapeuta e até mesmo ao paciente uma clara visualização da evolução ao longo do tratamento e os pontos a serem enfatizados nas terapias.

Esta visualização servirá como estímulo para o paciente e familiares para investirem na recuperação funcional do mesmo, uma vez que pacientes com estas patologias desistem do tratamento por não verem uma resposta imediata.

Conclusão

Com as facilidades que a tecnologia proporciona, bem como o rápido acesso que temos as vastas ferramentas disponíveis, este estudo mostrou a necessidade de profissionais da área da saúde investirem em recursos tecnológicos, no intuito de apoiarem o processo investigativo e de tratamento de seus pacientes.

Com isto, sugere-se a utilização de programas como este não só na área da neurologia, como em todas as áreas da Fisioterapia e afins.

Referências

[1] KUNZ, E. *Kinein: "O movimento humano como tema "* 1(**1**) , dez/2000.

[2] KOTTKE, F. *Tratado de medicina física e reabilitação.* São Paulo. Manole, 1994.

[3] O`SULLIVAN, S. *Fisioterapia: tratamento, procedimentos e avaliação.* São Paulo: Manole, 1983.

[4] CANFIELD, J. *"Aprendizagem de habilidades motoras II: o que muda com a prática? "* *Ver. Paul. Educ. Fís.*, São Paulo, supl. 3(**20**): 72-78, 2000.

[5] BROOKS-SCOTT. S. *Manual de mobilização para os cuidados de crianças com distúrbios neurológicos.* 1 ed. São Paulo: Manole, 2001.

[6] ISRAEL, V. L. *Hidroterapia: um programa de ensino para desenvolver habilidades motoras aquáticas em lesados medulares em piscina térmica.* São Paulo, 2000.

[7] SIEGEL, Charles. *O abc do PARADOX 3.0 e 3.5.* São Paulo: Makron Books, 1991. 385 p

[8] ANDRADE, Fernando Antonio de Paula. *Introdução ao PARADOX*. Rio de Janeiro: LTC, 1989. 95 p

[9] FRERKING, Gary. *Borland Delphi how-to*. Rio de Janeiro: Ciência Moderna, 1996. 793 p.

[10] LEÃO, Marcelo. *Borland DELPHI 2.0 for Windows 95: para principiantes*. Rio de Janeiro: Axcel Books, 1996. 376 p

EDITOR GRÁFICO PARA AUXÍLIO AOS PROFESSORES DA ÁREA MÉDICA NA ELABORAÇÃO DE CONTEÚDOS ON-LINE

V. G. Ribeiro*, S. F. A. Barreto* e R. Piazzalunga*.

* UMC – Universidade de Mogi das Cruzes / NPT, Mogi das Cruzes, Brasil.

E-mails: vivianegr@yahoo.com.br; saulo@umc.br; rpiazza@umc.br

Abstract: The Learning Management Systems (LMS) represent a new scenario of opportunities to facilitate the students learning process. However, the currently available systems do not present a pedagogic model adapted to the ciberspace. A group of reaserchers at UMC developed a new LMS which claims to foster students learning by enhancing user's apprehension of information. This LMS has been used in medical courses. One problem we found is that the system requires that the professor must have specific knowledge in informatics in order to develop a course. This paper presents a proposal of a grafic editor developed to allow professors, regardless their knowledge in informatic, to generate online contents in an easy and friendly way.

Palavras-chave: Educação à Distância; Internet; Ambientes Virtuais de Aprendizagem; Educação Médica.

Introdução

A popularização da Internet criou um novo cenário educacional a ser explorado, aliando recursos de simulação com possibilidades de colaboração remota. Aos poucos foram surgindo tecnologias computacionais voltadas a dar suporte a projetos de educação à distância, via Internet. Estes sistemas computacionais, mais conhecidos pela sigla LMS (*Learning Management System*) têm se multiplicado e se aperfeiçoado, sendo que muitos se tornaram produtos comerciais.

Apesar da qualidade destes produtos, na essência, todas as opções atualmente disponíveis se assemelham entre si, uma vez que em todas o foco central reside na questão computacional. Para confirmar esta afirmação basta dar uma olhada em algum dos sites disponíveis onde é possível fazer uma comparação, do ponto de vista técnico, entre elas [1].

Não cabe aqui nenhuma crítica à qualidade das ferramentas que estão disponíveis e sendo atualmente comercializadas no mercado educacional. Várias delas dispõem de ótimos recursos, tais como salas virtuais, e muitas facilitam bastante a tarefa do professor na geração de material a ser disponibilizado. Porém, o que criticamos é a designação de *Learning Management Systems* dada a estas ferramentas, assim como, a atribuição de que através do uso destas é possível promover uma aprendizagem independente. Este conceito está muito mais relacionado a questões metodológicas do que computacionais e nenhuma destas ferramentas dispõe de uma metodologia que comprovadamente permita implementar uma aprendizagem independente e tampouco possível de ser disseminada a seus clientes.

Em suma, o que pode ser observado no uso destes ambientes é a falta de um modelo "pedagógico" adaptado ao ciberespaço. Um dos principais problemas é que estes ambientes permitem que o professor gere seu material didático de maneira livre. Sendo assim, usualmente o que se faz é simplesmente transcrever o material didático convencional para o computador. Esta atitude por parte do professor faz com que o aluno se sinta sobrecarregado de informações e este acaba não conseguindo interagir adequadamente com o material.

Desde meados de 2000 um grupo de alunos e professores da UMC vem trabalhando no desenvolvimento de um ambiente virtual de aprendizagem denominado *Frame of Mind* [2]. A etapa inicial deste projeto foi justamente a concepção de um modelo de interface gráfica e de apresentação da informação, de forma a explorar as características inerentes ao ciberespaço. Os resultados obtidos até o momento com o uso do ambiente têm sido bastante positivos, indicando que nosso modelo proporciona uma melhor apreensão da informação [3] pelos alunos.

Com a criação do mestrado em Engenharia Biomédica na UMC, em 2001, foi instituída uma linha de pesquisa em educação à distância, com o intuito de investigar e desenvolver soluções voltadas à melhoria do processo ensino/aprendizagem nas disciplinas da área médica. O primeiro trabalho nesta linha foi um ambiente virtual de aprendizagem, dedicado à Eletrocardiografia básica [4].

Durante o desenvolvimento deste trabalho foi possível identificar um problema real na disseminação do uso de ambiente de aprendizagem entre os professores da área médica, pois para usá-lo é necessário que o professor tenha conhecimentos avançados do uso da ferramenta de autoria Flash [5], atualmente responsável pela geração da parte gráfica, conhecimentos da linguagem de programação Java [6], já que a comunicação entre a interface e o banco de dados é realizada através de uma *Servlet* Java [7] e conhecimentos de *JavaScript* [8], que é responsável pela comunicação entre a interface Flash e a *servlet* Java.

A solução encontrada para este problema reside no emprego de uma ferramenta de autoria (um editor), que torne extremamente simples e amigável a tarefa de criar

conteúdos on-line, mantendo, ao mesmo tempo, o padrão gráfico e o modelo de apresentação das informações proposto no ambiente *Frame of Mind*.

O objetivo deste trabalho é apresentar os primeiros resultados de um projeto de mestrado, no qual está sendo desenvolvida uma ferramenta de autoria para ser integrada ao ambiente virtual de aprendizagem *Frame of Mind*. Esta ferramenta irá instrumentalizar os professores da área médica nas tarefas de geração e disponibilização de conteúdos on-line. Inicialmente este artigo descreve aspectos gráficos do nosso modelo, explicitando as dificuldades que um professor da área médica encontraria em utilizá-lo sem o auxílio de um editor de conteúdos. Em seguida o artigo descreve como este editor foi concebido e a metodologia que está sendo empregada no seu desenvolvimento.

Metodologia

O ambiente *Frame of Mind* se difere dos outros ambientes pela forte preocupação com a adaptação do conteúdo didático ao ciberespaço. Nosso modelo baseia-se na apresentação da informação através de cenas, as quais são movidas para frente ou para trás pelo aluno. Com isto, ao invés de bombardear o aluno com uma quantidade de informações compactadas numa única tela, apresentamos as informações em concordância com o mecanismo individual de processamento de cada um.

Tal como uma película de cinema, o campo visual de cada cena é composto por um texto e uma imagem correspondente. Também é importante destacar o papel de um espaço em branco, propositadamente criado, ao final de cada texto. Este espaço, metaforicamente chamado de espaço mental do aluno, funciona como uma simulação do espaço-tempo que o aluno deve usar para processamento das informações recebidas. A figura 1 ilustra uma seqüência de cenas (cenas 07 e 08 de um total de 22 cenas) da aula sobre Cargas, Campos, Força e Potencial, extraída do *site* do curso sobre Eletrocardiografia básica (ECG).



Figura 1 - Exemplo da seqüência de uma aula típica do curso sobre ECG

Outra proposta implementada neste modelo de ambiente é a divisão dos conteúdos em tópicos e sub-tópicos. Isto torna mais fácil e ágil a busca dos alunos por conteúdos específicos relacionados a um curso, serve para facilitar o monitoramento dos procedimentos feitos pelos alunos no ambiente e também para facilitar a memorização da forma como o curso está estruturado e, conseqüentemente, das relações entre os conteúdos.

Conforme já mencionado, os conteúdos do curso foram implementados utilizando a ferramenta Flash. O Flash trabalha com a idéia de cenas e em cada cena é possível trabalhar com camadas e com uma linha do tempo que permite a administração dos quadros de uma animação. O grande número de painéis e botões disponíveis no Flash acaba por confundir o professor, principalmente os da área média que em geral não estão acostumados ao uso desta ferramenta, inviabilizando a disseminação do ambiente *Frame of Mind.*

Outra dificuldade encontrada pelos professores está na configuração do monitoramento das atividades dos alunos no ambiente. Quando o professor cria o seu curso no Flash ele precisa associar a cada item da estrutura de tópicos uma chamada para uma função JavaScript, que armazena o código da aula que o aluno irá visualizar e, em seguida, acessa uma Servlet Java que armazena no banco de dados quem é o aluno, qual é a aula e quando este acesso está sendo realizado. Em geral os professores da área médica têm dificuldades em realizar este tipo de operação, já que esta tarefe exige conhecimentos avançados em progamação.

Na tentativa de solucionar este problema foi desenvolvida uma ferramenta de autoria que permite a criação de cursos on-line nos mesmos padrões do *Frame of Mind.* Desta forma o professor precisa se preocupar apenas com o conteúdo didático e não com a tecnologia utilizada na criação do curso.

No sistema proposto, após o seu cadastro no ambiente *Frame of Mind* o professor da área médica terá uma senha de acesso que deverá ser utilizada sempre que desejar acessar o ambiente. Após ser identificado no ambiente o professor terá acesso a uma página pessoal onde ele poderá criar um novo curso ou fazer modificações em um curso já existente.

Ao escolher a opção “Criar Curso” o sistema apresenta ao professor uma tela como a apresentada na figura 2. Nesta tela o professor deve informar o nome do novo curso e criar a estrutura de tópicos deste curso.



Figura 2 - Tela de criação da estrutura do curso

Quando o professor decide iniciar a criação de uma aula, o sistema apresenta a interface ilustrada pela figura 3. Nesta tela ele deve escolher uma aula, a que ele deseja gerar, e em seguida definir algumas palavras-

chave e uma breve descrição para esta aula. Se o professor desejar, ele pode finalizar o uso da ferramenta de edição ou clicar no botão “Próximo” para iniciar a criação do conteúdo didático da aula.

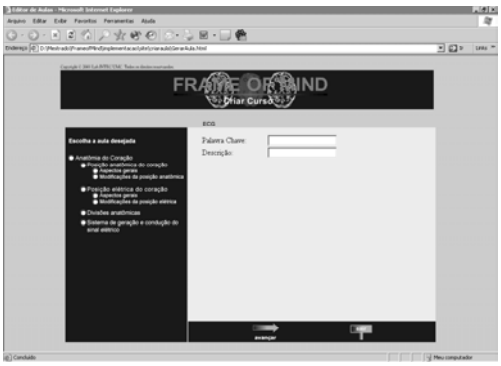


Figura 3 - Tela de escolha da aula a ser criada

A figura 4 ilustra a página de criação do conteúdo didático. Esta tela é dividida em quatro partes: cenas já inseridas, área de conteúdo, opções de edição e barra de botões. Nesta tela o professor cria as cenas que comporão a aula, sendo que cada cena é composta por um texto ou uma mídia. Caso o professor queira visualizar a aula que está sendo criada, da mesma forma que ela será apresentada ao aluno, basta que ele clique no botão “Visualizar”. Se o professor desejar modificar uma cena já inserida na aula, ou inserir uma nova cena entre cenas já inseridas, ele poderá selecionar a cena em questão e, em seguida, escolher a ação desejada, no canto inferior esquerdo da tela.



Figura 4 - Tela de criação do conteúdo didático

Cada curso pode ser modificado a qualquer momento pelo professor que o desenvolveu. Para tanto é necessário que o professor escolha a opção “Modificar Curso” na sua página pessoal. Quando o professor cria um curso, todas as informações deste curso são armazenadas em um banco de dados. Quando um aluno se conecta ao ambiente virtual de aprendizagem *Frame of Mind* o sistema monta o curso a partir das informações existentes no banco de dados. Desta maneira o professor não precisa se preocupar com a publicação do curso em um servidor *web*, pois esta tarefa fica a cargo do editor de aulas do ambiente.

O processo de desenvolvimento desta ferramenta de autoria foi dividido em quatro fases: Concepção, Elaboração, Construção e Transição. Nas fases de concepção e elaboração foram levantados e analisados os requisitos do sistema. Na fase de construção foram definidos os componentes internos da ferramenta e foi realizada a codificação de todo o editor. Durante o processo de desenvolvimento da ferramenta foram realizados testes de aceitação no ambiente do desenvolvedor que averiguaram o funcionamento do editor. A fase de transição é composta por testes no ambiente do cliente. Esta última fase ainda será realizada.

Após a fase de elaboração, foi possível ter uma idéia de todo o funcionamento do editor e com base nas características requeridas para o editor optou-se pelo uso da tecnologia *Java Server Pages* (JSP) [7] e pelo uso do banco de dados *PostgreSQL* 7.3 [9].

JSP foi escolhido pelo fato de ser uma tecnologia totalmente baseada na Plataforma Java 2, portanto uma tecnologia gratuita, independente de sistema operacional, fortemente marcada pelo orientação a objetos e por possuir um excelente nível de flexibilidade e reusabilidade. Por flexibilidade entenda-se aqui pela produção de uma aplicação *web* dividida em dois estágios: em um estágio, entra a figura do programador com conhecimento em Java, que cria toda a estrutura de programação; em outro estágio entra em cena a figura do *webdesigner*, pessoa responsável pela interface gráfica da aplicação, que não necessita saber como programar em Java. Já por reusabilidade entenda-se a possibilidade de empregar um determinado componente em várias aplicações diferentes.

Já o banco de dados *PostgreSQL* foi escolhido por ser um banco de dados relacional que está disponível gratuitamente e que já está consolidado no mercado.

Resultados

A ferramenta foi implementada com sucesso e atualmente já passou pela fase de testes preliminares, que serviram para detectar e corrigir problemas técnicos. O passo seguinte é a fase de testes de usabilidade, que serão realizados com a disponibilização da ferramenta de autoria para um grupo de professores voluntários da área médica da UMC. Estes professores deverão gerar um mesmo curso, utlizando a ferramenta de autoria aqui proposta, e responder um questionário que servirá para avaliar o grau de usabilidade do editor.

Conclusão

Nosso trabalho parte do pressuposto de que há uma carência de modelos pedagógicos eficientes para entender como ocorre a aprendizagem no ciberespaço. Para nós, uma das questões chave neste modelo é a exploração das características do ciberespaço para uma disponibilização adequada de conteúdos via Internet.

O artigo apresenta uma ferramenta de autoria (um editor de aulas) que segue um modelo pedagógico de

apresentação de conteúdos no ciberespaço, concebido na UMC. Este modelo é resultado de uma linha de pesquisa em educação à distância, cujo objetivo principal é potencializar a aprendizagem dos alunos quando estudando via Internet. A ferramenta de autoria aqui proposta permite que qualquer professor disponibilize seus conteúdos via Internet, seguindo nosso modelo pedagógico proposto, sem a necessidade de conhecimentos adicionais em informática.

A ferramenta de autoria foi concebida de forma a tornar a tarefa do professor o mais simples possível, e esta usabilidade será avaliada em breve, junto a professores voluntários da UMC. Os resultados desta avaliação possam ser reportados por ocasião do III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica.

Agradecimentos

Agradeço a CAPES e a FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da UMC) pelo apoio financeiro no desenvolvimento deste projeto.

Referências

[1] EDUTOLLS, Internet site address: http://www.edutools.info/ acessado em:17/05/2004.

[2] FRAME OF MIND, Internet site address : http://www.npt.umc.br/frameofmind acessado em : 07/05/2004.

[3] BARRETO, S.F.A., PIAZZALUNGA, R. "7th Annual Conference of the UNESCO International Centre for Engineering Education", Mumbai - India, February 2004.

[4] VARELLA, M.C.L., *Ambiente virtual de aprendizagem de eletrocardiografia básica para estudantes de medicina*. Dissertação de mestrado, UMC 2003.

[5] GALVEZ, J., *Flash 5: ActionScripting em português.* São Paulo: Érica, 2001.

[6] DEITEL, H. M., DEITEL P. J., *Java How to Program.* 4ª ed. New Jersey: Prentice Hall, 2002.

[7] DEITEL, H. M., DEITEL P. J. SANTRY S. E., *Advanced Java™ 2 Platform: How to Program.* New Jersey: Prentice Hall, 2002.

[8] JAVASCRIPT TUTORIAL, Internet site address: http://www.echoecho.com/javascript.htm acessado em: 25/01/2003.

[9] POSTGRESQL, Internet site address : http://www.postgresql.org a cessado em: 15/04/ 2003.

CONTRIBUIÇÃO DA ELETRO-ESTIMULAÇÃO NA FORÇA E *ENDURANCE* DO MÚSCULO RETO ABDOMINAL

T. C. BORTOT*, C. A. CALONEGO* e J. J. BONVENT**

* Universidade de Mogi das Cruzes/Clínica de Fisioterapia, Mogi das Cruzes, Brasil
** Universidade de Mogi das Cruzes/Núcleo de Pesquisa Tecnológica, Mogi das Cruzes, Brasil

e-mail: taliebortot@hotmail.com

Abstract: The purpose of this study was to compare the increase of strength and endurance of the *rectus abdominalis* muscle. We included 20 untrained subjects and 20 trained female subjects, with a mean age of 18 to 35 years and no history of injuries of the *rectus abdominalis* muscle. The volunteers were divided into 4 groups: groups A and B, as treated subjects and groups C and D as the controls. Subjects of groups A and B underwent 20 sessions of electrical stimulation. All subjects were evaluated before and after the intervention. In conclusion, this study showed that it is possible to obtain an increase in strength and endurance of the *rectus abdominalis* muscle using electrical stimulation, especially in subjects with untrained musculature.

Keywords: electrical stimulation, rectus abdominalis muscle, strength and endurance

Introdução

Na prática clínica e ambulatorial, bem como em treinamentos desportivos e estéticos busca – se constantemente uma maneira eficaz e rápida de se reabilitar ou fortalecer um determinado músculo. Uma das ferramentas que vêm apresentando grande destaque é a eletro-estimulação, embora seus reais efeitos ainda não estejam bem esclarecidos.

Segundo KOTTKE e LEHMANN [1], em homens e mulheres saudáveis e ativos, a eletro-estimulação não fortalece os músculos da mesma maneira que as abordagens tradicionais, como as atividades físicas. Já para SELKOWITZ [2] e SNYDER-MACKLER e colaboradores [3], o aumento na força isométrica, em um grupo muscular treinado somente com estimulação (NMES), apresenta correlação positiva com a intensidade da contração com treino, assim como para DRAPER e BALLARD [4] que relatam não existir diferença significativa no ganho de força, quando se comparam treinamentos com estimulação e contração voluntária.

Dois tipos de estimuladores clínicos são mais comumente utilizados em programas de fortalecimento muscular: as unidades de estimulação elétrica neuromuscular de baixa frequência e os estimuladores elétricos de média frequência. Esses estimuladores são modulados em trens de pulso e permitem repouso entre cada ciclo de estimulação. No Brasil, aplicações feitas com estes tipos de estimuladores costumam ser erroneamente chamados de Estimulação Elétrica Funcional (FES), que na verdade é o emprego ortótico da Estimulação Elétrica Neuromuscular de baixa freqüência. Este estimulador é bastante difundido em nosso país para programas de fortalecimento muscular, pois além de estar a um bom tempo no mercado, apresenta um custo acessível, motivos pelos quais foi escolhido para esse estudo.

Neste contexto, o objetivo desse estudo foi avaliar e comparar os efeitos da eletro-estimulação (NMES), sobre o músculo reto abdominal, de mulheres esportistas e sedentárias.

Materiais e Métodos

O presente estudo foi realizado nas instalações da clínica de Fisioterapia da Universidade de Mogi das Cruzes, utilizando o eletroneuroestimulador (Marca Quark, modelo FES VIF975, corrente pulsada, bifásica, simétrica e retangular) com eletrodos de silicone tratado com carbono 5x5 cm (Bodyflex).

Foram selecionadas 40 mulheres sendo 20 sedentárias e 20 esportistas, realçando que para a classificação deste segundo grupo, as voluntárias tinham que manter uma atividade física por no mínimo três vezes por semana. A faixa etária selecionada para o estudo variou entre 18 e 25 anos, com ausência de doenças osteo-mio-articulares. Estas voluntárias foram divididas em 4 grupos. Grupo A: sedentárias com intervenção; Grupo B: esportistas com intervenção; Grupo C: sedentárias controle e Grupo D: esportistas controle.

Entende-se que a intervenção realizada foi o uso da Estimulação Elétrica Neuromuscular no músculo reto abdominal (fibras superiores e inferiores) concomitantemente.

Antes do treinamento foi realizada uma avaliação física, por um único avaliador: inspeção, testes especiais de força e *endurance* para musculatura abdominal.

Os testes de força das fibras do músculo reto abdominal foram feitos com base na graduação de força de KENDALL classificando-as de 5 a 10 em fibras superiores. Já, para fibras inferiores, a classificação se dá de maneira inversa: 5 corresponde a um bom resultado no que tange à força, enquanto 10 invoca que a força dessas fibras estão comprometidas [5].

A avaliação para verificar o tempo máximo de contração isométrica obedeceu os mesmos critérios realizados por Ito e colaboradores [6].

Para a realização da intervenção, cada voluntária permaneceu relaxada e em decúbito dorsal, com abdome desnudo sobre o divã. Foi realizada a limpeza e higienização da pele, onde seriam colocados os eletrodos, afim de evitar interferências e diminuir a impedância desta.

Logo após, foram determinadas as localizações dos pontos motores e ventre muscular com uma técnica bipolar mioenergética no músculo reto abdominal [7].

Foi utilizada uma frequência de 50 Hz, largura de pulso de 100 μs e um tempo de estimulação de 10 segundos e repouso 20 segundos [8]. As intensidades utilizadas respeitavam o limiar de dor de cada voluntária.

Cada série, de no máximo 3, foi formada por 10 contrações em intervalos de 30 segundos, estando o número de séries limitado ao condicionamento físico de cada voluntária. Foram realizadas 20 sessões com intervalo máximo de 72 horas.

Foram utilizados os testes Kruskall-Wallis para comparação entre os grupos, e Wilcoxon para avaliar os resultados estatisticamente para cada intervenção, considerando o nível de significância $p<0,05$ para ambos testes.

Resultados

Na Figura 1, é apresentado o ganho de força em fibras inferiores do músculo reto abdominal em relação aos grupos das voluntárias sedentárias, esportistas e seus devidos controle.

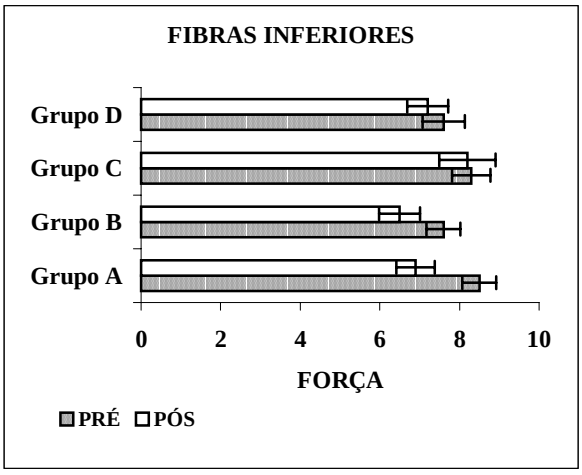


Figura 1: Resultados colhidos Pré e Pós com intervenção com NMES nos grupos: A (sedentárias) e B (esportistas), e controle em sedentárias (grupo C) e esportistas (grupo D) no ganho de força em fibras inferiores

Em relação a tais fibras, tanto o grupo A quanto o grupo B apresentaram ganhos de força, estatisticamente significativos após as sessões. Observa-se também que o grupo B apresentou melhor condição de força, quando comparado ao grupo A, ao final das sessões, mesmo tendo um ganho (16%) menor que o grupo A (18%). Já, em relação aos seus controles, o grupo A obteve notório ganho, enquanto que B não apresentou resultados significativos.

As fibras superiores apresentaram ganho significativo de força apenas nos grupos A e D, enquanto em B tiveram aumento, porém sem significância , como pode ser observado na Figura 2.

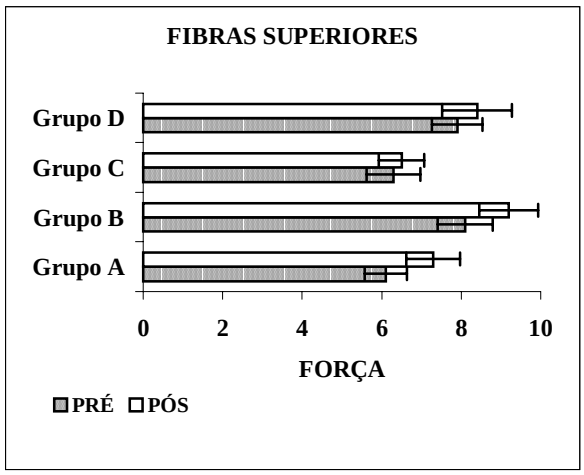


Figura 2: Resultados colhidos Pré e Pós com intervenção com NMES nos grupos: A (sedentárias) e B (erportistas), e controle em sedentárias (grupo C) e esportistas (grupo D) no ganho de força em fibras superiores

O aumento da resistência muscular para os diferentes grupos é mostrado na Figura 3. O *endurance* do músculo reto abdominal, apresentou aumento significativo pós intervenção nos grupos A e B, enquanto nos grupos C e D não houve significância estatística. Entretanto a taxa de incremento de *endurance* não apresentou diferença significativa quando comparamos os grupos A e B.

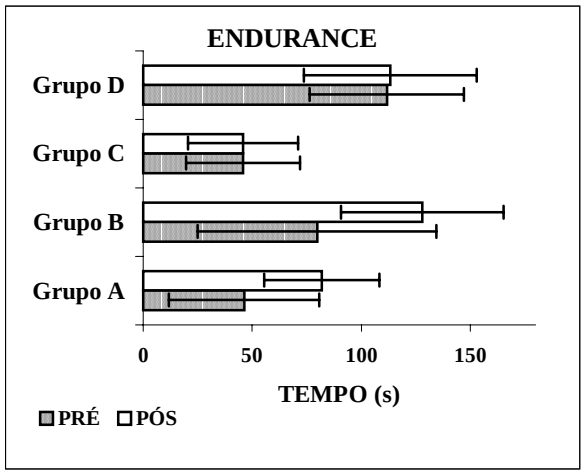


Figura 3: Resultados colhidos Pré e Pós com intervenção com NMES nos grupos: A (sedentárias) e B (esportistas), e controle em sedentárias (grupo C) e esportistas (grupo D) no ganho da *endurance*

Discussão

Os resultados obtidos neste trabalho mostraram que, nos grupos com intervenção houve maior ganho de força, concordando com Stevens e colaboradores que mostram que, em pacientes com artroplastia total de joelho, submetidos a NMES, em conjunto com exercícios ativos, houve, num menor tempo de tratamento, maior incremento de força do músculo quadríceps femoral [9].

Porém, este trabalho mostrou ainda, que, no grupo de esportistas submetidas a NMES, o ganho de força das fibras abdominais superiores, não apresentou diferença estatisticamente significativa, quando comparado ao grupo de esportistas sem intervenção. Tal fato pode ser explicado por um predomínio no recrutamento de fibras musculares, devido à postura adotada ao realizarem os exercícios [10].

Houve, também, um incremento do *endurance* muscular nos grupos A e B pós intervenção, porém a taxa de incremento entre os dois grupos não diferiu com significância estatística, este resultado corrobora com os resultados de Aramaki e colaboradores [11], que compararam o ganho de *endurance* no músculo reto abdominal entre 4 grupos: controle, eletro-estimulação, exercícios voluntários e outro com exercícios associados à eletro-estimulação verificando um maior ganho nos grupos com eletro-estimulação do que no grupo que tratou-se somente com exercícios ativos, porém sem significância estatística.

Conclusão

Nossos resultados permitem concluir que a NMES, principalmente em mulheres sem musculatura abdominal pré-trabalhada, tem contribuição positiva nos treinamentos de força e *endurance* muscular do músculo reto abdominal.

Agradecimento

À FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da UMC) pelo auxílio financeiro.

Referências

[1] KOTTKE, F. J., LEHMANN, J. F., *Tratado de Medicina Física e Reabilitação de Krusen,* São Paulo: Manole, 1994.

[2] SEIKOWITZ D. M., "High Frequency Eletrical Stimulation in Muscle Strengthening", *Am. J. Sportsmed* .7(1): 103-11, 1989.

[3] SNYDER- MACKLER L., DELLITO A., STRALKA S. W., BAILEY S. L., "Electrical Stimulation to Enhance Recovery of Quadriceps Femoris Muscle Force Prodution in Patients Following Anterior Cruciate Ligament Reconstrution", *Physical Therapy*. 74(10):901-6, 1994.

[4] DRAPER V., BALLARD L., "Electrical stimulation versus electromiographyc bioffedback in the recovery of quadriceps femoris muscle function following anterior cruciate ligament surgery"**,** *Physical Therapy*. 71(6):455-65, 1991.

[5] KENDALL, F. P., McCREAY, E. K. PROVANCE, P. G.,*Músculos Provas e Funções,* São Paulo: Manole, 1995.

[6] ITO T., SHIRADO O., SUZUKI H., TAKAHASHI M., KANEDA K., STRAXTE, "Lumbar trunk muscle endurance testing : na enexpensive alternative to a machine for evalution", *Arch Phys Med Rehabil.* 77:75-9, 1996.

[7] LICHT, S., *Electrodiagnostico y Electromiografia,* Barcelona: Jims, 1970.

[8] Duchateau, J., "Príncipes de base l'electrostimulation musculaire e recruitament des différents types d'unités motrices", *Science et motricité*. 16: 18-24, 1992.

[9] STEVENS, J.E.; MIZNER, R.L.; SNYDER-MACKLER, L., "Neuromuscular electrical stimulation for quadriceps muscle strengthening after bilateral total knee arthroplasty: a case series", *J Orthop Sports Phys Ther*. 34(1):21-29, 2004.

[10] CIEFMH, Internet site address: http://www.usp.br/eef/lob/pm/IIICIEFMH_2003.pdf acessado em 14/05/2004.

[11] ARAMAKI A, Y., BORTOT B. A., KIMOTO L. T., *Estudo comparativo entre eletro-estimulação e o exercício abdominal no ganho de força e endurance no músculo reto abdominal.* Trabalho de Conclusão de Curso - Universidade de Mogi das Cruzes. 44 p., 2002.

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA ANÁLISE DOS MOVIMENTOS DE CABEÇA DE TETRAPLÉGICOS

R. J. Z. Dangel[*], A. F. Frére[*]

[*]Universidade de Mogi das Cruzes / NPT, Mogi das Cruzes, Brasil

e-mail: ronald_dangel@ig.com.br

Abstract: Human motion analysis allows to evaluate if the proposed treatment has been effective. The evaluation of head tracking have been made in 3 ways: visual observation, image processing and goniometry. Visual observation has been considered very subjective. Image processing requests high technology. Goniometry is the most used evaluation method but the precision of the measure is influenced by differences among the articulations appraised, used protocol, different pathologies and passive or active motion during the accomplishment of the procedures. The aim of this work is to develop a new head motion tracking system with two synchronized cameras and a software to provide an accurate study for this kind of motion.

***Palavras Chaves*: Biomechanics, head tracking, motion analysis, cameras synchronized**.

Introdução

A análise funcional dos movimentos permite o diagnóstico do modo pelo qual um paciente vive diariamente ou de como ele se move ou manipula o ambiente. Atualmente a avaliação da movimentação é feita de três maneiras: observação visual, goniometria e processamento de imagens. A observação visual é caracterizada pela subjetividade própria aos métodos deste tipo. O goniômetro é um instrumento barato, mas a precisão da medida é influenciada pela sua qualidade, pelas diferenças entre as articulações a serem avaliadas, pelo procedimento utilizado e pelas diferentes patologias analisadas. Os sistemas que utilizam processamento de imagens requerem pelo menos duas câmeras e uma estação de trabalho com memória necessária ao processamento. Sistemas comerciais, tais como o 370 Vicon Motion Analysis System, custam em torno de 250.000 dólares o que dificulta a aquisição em diversos centros de pesquisa.

A maioria dos sistemas apresentados na literatura científica ainda avaliam somente um tipo de movimento, a marcha. Poucos são os pesquisadores que se preocupam com a movimentação dos membros superiores, em particular a cabeça. Entretanto, o estudo dos movimentos da cabeça é relevante para projetar dispositivos assistenciais destinados aos tetraplégicos. De fato os tetraplégicos completos, incapazes de acionar os membros inferiores e superiores, conservam a mobilidade total ou parcial da cabeça.

Os sistemas apresentados na literatura para avaliar a movimentação da cabeça têm algum tipo de limitação. O sistema que localiza a cabeça por Stereografia [1] apresenta erros quando o voluntário está muito próximo às camêras ou levanta os braços. O sistema Camera Mouse [2] analisa com uma câmera o deslocamento da cabeça do voluntário mas para garantir performance em tempo real, o sistema utiliza metade da resolução disponível das imagens capturadas, tornando-o pouco preciso. O sistema MIMIC [3] utiliza três câmeras e não foi considerado confiável pelos autores porque apresentou erros na reconstrução tridimensional quando localizou a cabeça.

Além desses problemas, quando se usa câmeras de vídeo padrão deve se corrigir a falta de sincronismo inerente aos dispositivos que não são interligados entre si. A falta de sincronismo pode tornar-se uma fonte importante de erros na reconstrução das coordenadas espaciais, uma vez que os registros das projeções não ocorrem simultâneamente, provocando diferenças entre o início e o término das filmagens, na freqüência de aquisição de dados de cada câmera e nas referências espaciais entre elas. No sistema Dvideow [4] o sincronismo foi realizado por software depois da aquisição das imagens utilizando morfologia matemática. A metodologia desenvolvida foi aplicada na análise de marcha mas ainda não foi utilizada para análise dos movimentos dos membros superiores.

Portanto, o objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema de análise biomecânica dos movimentos da cabeça sincronizando duas câmeras por um sistema de luz e de marcas externas e desenvolver um software específico para que o estudo seja feito com precisão.

Materiais e Métodos

1. Ambiente de filmagem

A figura 1 mostra como o voluntário deve ser posicionado para a filmagem no meio de uma área de 2,25 m^2. Utilizamos duas câmeras digitais, modelo Sony DCR – TRV 740®, que trabalham com frames de 320 colunas por 240 linhas posicionadas ortogonalmente, quando gravam imagens móveis.

Analisamos os movimentos da cabeça em relação a um marcador branco passivo de 20 mm de diâmetro, colocado na ponta do nariz do voluntário e centralizado no visor de cada câmera. A escolha da ponta do nariz permite a análise dos movimentos nos planos (x,z) e (y,z) sem oclusão da marca quando ocorre a rotação da cabeça para direita. Entretanto, a marca é oculta no fim do movimento à esquerda quando a rotação é maior que 45º. A câmera C-1 é responsável pela captura dos movimentos de cabeça no plano (x,z) enquanto que a câmera C-2 é responsável pela captura dos movimentos de cabeça no plano (y,z).

Marcas pretas (M-1 e M-2) foram colocadas na parede de modo que aparecessem nas filmagens das câmeras C-1 e C-2. A luz foi posicionada ao lado do voluntário. As câmeras foram mantidas paralelas ao solo utilizando dois tripés. Devido a variação de altura entre as pessoas as distâncias A, B, C, D, E, F, G, H, I e J que delimitam a posição das marcas e do fundo preto na parede são variáveis e devem ser calculadas de modo que as três marcas, a luz e o fundo preto apareçam nos frames das câmeras C-1 e C-2.

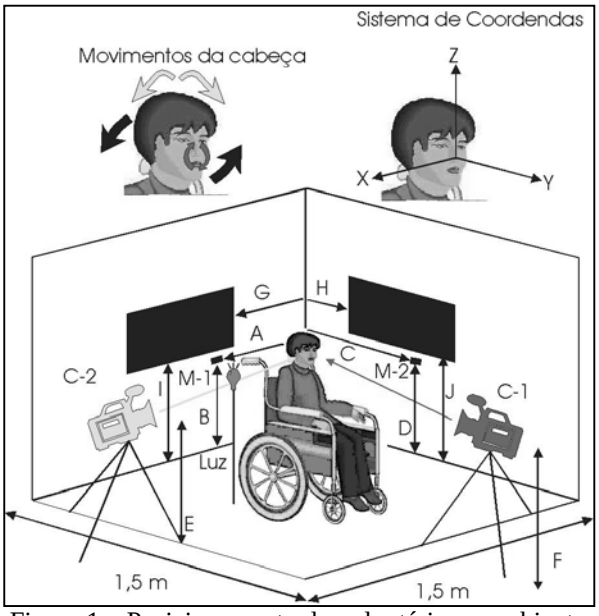


Figura 1 – Posicionamento do voluntário no ambiente de filmagem.

2. Sincronização das câmeras por luz

Para possibilitar a reconstrução tridimensional do movimento devemos garantir o sincronismo de modo que: a) as câmeras comecem e terminem a captura do movimento no mesmo momento; b) exista o mesmo número de frames nas seqüências das filmagens de C-1 e C-2; c) não haja diferença na altura das cenas filmadas.

Para iniciar e terminar a captura do movimento no mesmo momento, utilizamos um sinal luminoso que indica qual frame da seqüência de cada câmera deve ser considerado como início e outro sinal luminoso que indica qual frame deve ser considerado como final. Portanto antes de iniciar a captura do movimento, ligamos e desligamos rapidamente uma lâmpada vermelha de modo que o sinal luminoso apareça nas seqüências de filmagem das câmeras C-1 e C-2. Após o voluntário movimentar a cabeça durante um intervalo de tempo, ligamos e desligamos novamente a lâmpada marcando também as seqüências finais. Obtém-se, assim, duas seqüências de frames demarcadas com um sinal luminoso de início e outro de fim. O algoritmo detecta o primeiro frame onde aparece a marca luminosa nas duas seqüências iniciando com esses a reconstrução tridimensional do movimento.

Para a análise da freqüência de aquisição de dados, contamos a quantidade de frames capturados entre o início, frame marcado pelo primeiro sinal luminoso, e o fim dado pelo segundo sinal luminoso em cada seqüência das câmeras C-1 e C-2. Se esta quantidade é igual para as duas câmeras consideramos que elas estão filmando na mesma freqüência. Caso contrário, ajustamos esta quantidade desprezando frames até que a quantidade seja igual nas duas seqüências.

Para igualar a posição espacial das cenas no eixo z, é detectada a posição da coordenada z da marca branca colocada no nariz do voluntário. Essa coordenada deve ser igual nos frames iniciais das duas câmeras. Caso haja alguma diferença, os valores de todas as coordenadas de uma seqüência são corrigidos em relação ao desvio.

3. Algoritmos de análise do movimento da cabeça

As marcas são detectadas por threshold [5] e seus centros são calculados com as equações 1, 2 e 3.

$$X_c = (\Sigma\, x / q_b) * R_S \qquad (1)$$

$$Y_c = (\Sigma\, y / q_b) * R_S \qquad (2)$$

$$Z_c = (\Sigma\, z / q_b) * R_S \qquad (3)$$

Onde:

Σx é a somatória de todas as coordenadas x do marcador.
Σy é a somatória de todas as coordenadas y do marcador.
Σz é a somatória de todas as coordenadas z do marcador.
q_b é quantidade de pixels brancos encontrados após a segmentação do marcador.
X_c, Y_c, Z_c são as coordenadas espaciais do centro do marcador (mm).
R_S é a resolução do sistema (mm/píxel).

Para o cálculo da velocidade média do movimento nas direções x, y e z as equações 4, 5 e 6 foram utilizadas e para o cálculo das velocidades médias resultantes do movimento nos planos (x,z) e (y,z) as equações 7 e 8.

$$\vec{V}_x = ((Xmaior_c - Xmenor_c) / 1000) / T_f \qquad (4)$$

$$\vec{V}_y = ((Ymaior_c - Ymenor_c) / 1000) / T_f \qquad (5)$$

$$\vec{V}_z = ((Zmaior_c - Zmenor_c) / 1000) / T_f \qquad (6)$$

$$\vec{V}_{xz} = \sqrt{\vec{V}_x^{\,2} + \vec{V}_z^{\,2}} \qquad (7)$$

$$\vec{V}_{yz} = \sqrt{\vec{V}_y^{\,2} + \vec{V}_z^{\,2}} \qquad (8)$$

Onde:

$Xmaior_c$, $Ymaior_c$, $Zmaior_c$ são as maiores coordenadas do centro do marcador (mm).
$Xmenor_c$, $Ymenor_c$, $Zmenor_c$ são as menores coordenadas do centro do marcador (mm).
T_f é o tempo de filmagem (s).
$\vec{V}_x$, $\vec{V}_y$, $\vec{V}_z$ são as velocidades médias totais do movimento em (m/s) nas três direções.
$\vec{V}_{xz}$, $\vec{V}_{yz}$ são as velocidades médias resultantes em (m/s) de todo movimento no plano (x,z) e (y,z).

A resolução do sistema (R_S) é a relação píxel – milímetros, ou seja, quanto vale 1 píxel em milímetros nas imagens. Para obtermos tal valor, utilizamos as marcas pretas M-1 e M-2 que possuem a mesma dimensão. Desenvolvemos um algoritmo que segmenta as marcas utilizando níveis de threshold e calcula quantos pixels pretos existem na largura da marca fornecendo a resolução em cada plano de filmagem.

Resultados

Posicionamos um voluntário dentro do cenário e realizamos as filmagens. A figura 2 mostra o primeiro e o último frame da seqüência das câmeras C-1 e C-2 entre os dois sinais luminosos.

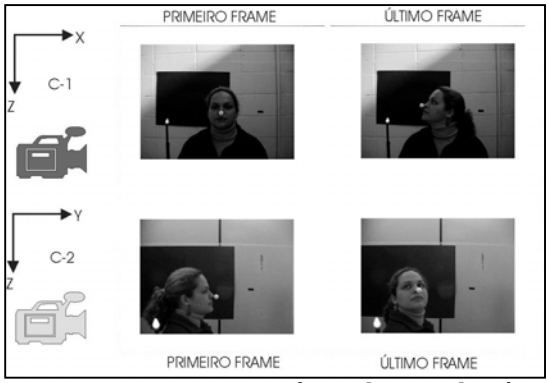


Figura 2 – Imagens iniciais e finais de um voluntário no plano frontal (x,z) e lateral (y,z).

A figura 3 mostra o gráfico de posições em milímetros da cabeça do voluntário filmada com a câmera C-1 no plano (x,z).

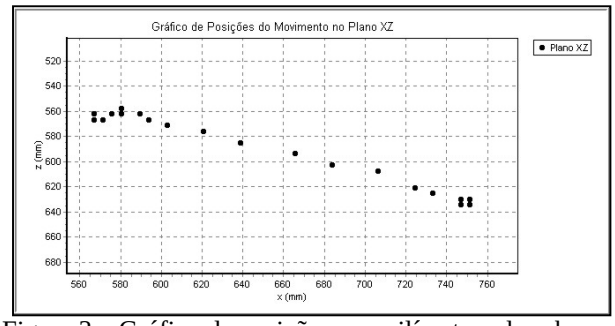


Figura 3 – Gráfico de posições em milímetros da cabeça do voluntário no plano (x,z).

A figura 4 mostra os gráficos de posições em milímetros da cabeça do voluntário filmada com a câmera C-2 no plano (y,z), antes e depois de aplicar o algoritmo de correção do sincronismo.

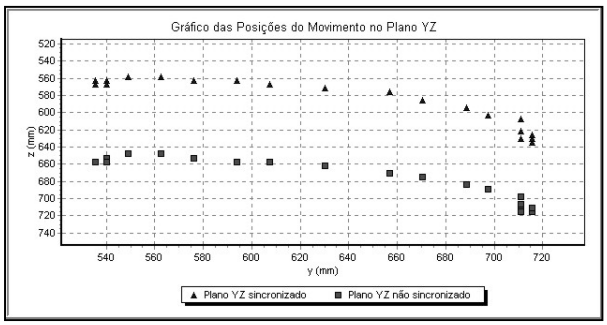


Figura 4 – Gráfico de posições em milímetros da cabeça do voluntário no plano (y,z) não-sincronizada e sincronizada.

Observamos na figura 4 que a altura z = 660 mm da primeira posição do marcador, filmado com a câmera C-2 é diferente da altura z = 560 mm da primeira posição do marcador filmado com a câmera C-1 (figura 3). Após a correção com o algoritmo, a altura foi alterada para z = 560 mm e as demais posições foram reescalonadas como mostra o gráfico superior da figura 4.

A figura 5 mostra a reconstrução tridimensional do movimento.

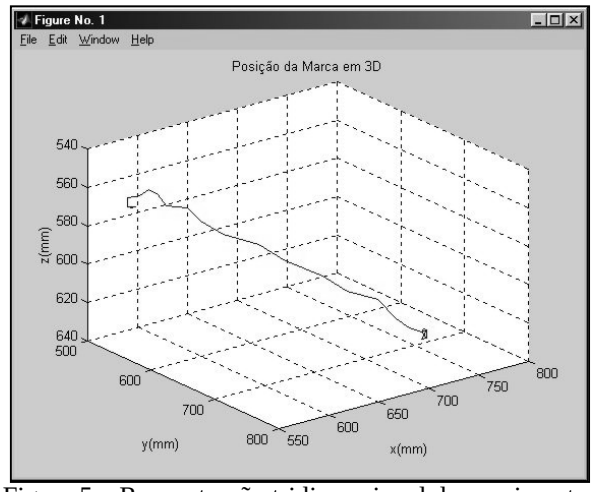


Figura 5 – Reconstrução tridimensional do movimento.

A tabela 1 mostra o cálculo do deslocamento e a velocidade média nas direções x, y e z. A tabela 2 mostra o cálculo da velocidade média resultante do movimento no plano (x,z) e (y,z) e tempo de filmagem em cada câmera. O tempo de cada filmagem é obtido com uma função específica do algoritmo que indica o tempo decorrido entre o início e o fim de cada registro.

Tabela 1 - Cálculo do deslocamento e velocidade média.

Resultados	x	y	z
Deslocamento total (mm)	184,5	180	76,5
Velocidade média (m/s)	0,020	0,011	0,008

Tabela 2 - Cálculo do tempo de filmagem e velocidade média resultante.

Resultados	Plano (x,z)	Plano (y,z)
Velocidade média resultante (m/s)	0,022	0,012
Tempo de filmagem (s)	9,0	15,1

Para avaliar a precisão do sistema, marcamos o início e o fim do movimento da cabeça do voluntário utilizando 2 apoios (A_1 e A_2) fixados no cenário com coordenadas facilmente medidas. O voluntário iniciou o movimento no apoio A_1 e terminou no apoio A_2 enquanto estava sendo filmado. O mesmo deslocamento foi repetido 5 vezes e calculamos a média dos valores obtidos em cada filmagem. Analisamos a diferença entre as medidas dos pontos A_1 e A_2 e a média dos cálculos feitos com o algoritmo (tabela 3).

Tabela 3 – Cálculo da precisão do sistema.

Resultados	Valores reais (mm)	Valores medidos (mm)	Erro (%)
A_1 x	760	750	1,31
A_1 y	735	715	2,72
A_1 z	660	640	3,03
A_2 x	580	565	2,58
A_2 y	545	535	1,83
A_2 z	585	570	2,56

Discussão

O erro em torno de 20 mm na localização da posição da cabeça mostra que o sistema é bem sincronizado e que proporciona avaliações precisas. De fato, como o erro percentual da função velocidade é a soma dos erros percentuais de cada parcela, a propagação do erro de 20 mm na estimativa da velocidade é de 3,03 %.

Conclusão

A oclusão da marca quando a cabeça efetua uma rotação maior que 45º à esquerda, é uma limitação do método. Entretanto, como a rotação completa da cabeça é de aproximadamente 60º e que a visibilidade da ponta do nariz depende da morfologia do paciente, essa perda pode ser compensada utilizando uma marca mais proeminente.

A aquisição do sistema é viável para clínicas já que requer somente duas câmeras. Os movimentos de cabeça são determinados com precisão suficiente para possibilitar o desenvolvimento de atuadores destinados aos tetraplégicos.

Agradecimentos

À FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da UMC) e à CAPES pelo auxílio financeiro.

Referências

[1] RUSSAKOFF, D. B. and HERMAN, M., 'Head tracking using stereo', *Proc. Machine Vision and Applications*, Springer-Verlag 2002, pp. 164-173, 2002.

[2] BETKE, M., GIPS J., FLEMING P., "The Camera Mouse: Visual Tracking of Body Features to Provide Computer Access for People With Severe Disabilities", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.* Vol. 10, n. 1, pp. 1-10, March 2002.

[3] KIM, S. E., LEE, R. H., PARK, C. J. and LEE, I. H., 'MIMIC: Real-Time Marker-free Motion Capture System to Create an Agent in the Virtual Space', *Proc. of the Int. Conf. on Computers in Education*, 2002.

[4] BARROS, R. M. L., BRENZIKOFER, R., LEITE, N. J., "Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos", *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica.* Vol. 15, n.1-2, pp. 79-86, jan/ago 1999.

[5] DANGEL, R. J. Z. and FRÉRE, A. F., 'Análise dos Movimentos de Portadores de Deficiências Físicas para Melhorar a Segurança', *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, São José dos Campos, pp. 282, 2002.

CARACTERIZAÇÃO DE ANORMALIDADES EM RADIOGRAFIA FRONTAL DE TÓRAX UTILIZANDO ANÁLISE ESTATÍSTICA DE TEXTURA

Elias Ribeiro da Silva Martins[1], Paulo Mazzoncini de Azevedo Marques[2], Lucas Ferrari de Oliveira[2], Roberto Rodrigues Pereira Junior[2], Angélica Denardi de Barros[1], Clóvis Simão Trad[2] e José Antonio Baddini Martinez[3]

1 Departamento de Física e Matemática – FFCLRP/USP, Ribeirão Preto, Brasil
2.Centro de Ciências das Imagens e Física Médica – HCRP/FMRP/USP, Ribeirão Preto, Brasil
3 Departamento de Clínica Médica – FMRP/USP, Ribeirão Preto, Brasil

e-mail: netsaille@yahoo.com.br

Abstract: **This paper presents a computerized method for automatic characterization of interstitial infiltrates disease based on textural analysis of the lung fields in chest radiographs. This method is based on local texture analysis of regions semi-automated segmented. Each lung is subdivided into six regions and texture features are extracted from each region using the second-order statistics proposed by Haralick [1]. The Jeffries-Matusita distance [2] is used to select the best set of features and a *k*-NN classifier was used for images characterization into normal or pathologic. The classification obtained a sensitivity of 0.804 with a specificity of 0.793 and an area under the receiver operating characteristic (ROC) curve of 0.887.**
Palavras Chaves: **Radiografia de tórax, Diagnóstico auxiliado por computador, Analise de textura.**

Introdução

A análise de lesões intersticiais de pulmão é considerada uma difícil tarefa no diagnóstico radiológico. Isso ocorre devido aos seus numerosos padrões de imagem, quantidade de patologias existentes neste grupo e a freqüência com que ocorrem dentre as demais patologias pulmonares. Além disso, apresentam-se em vários padrões com variações complexas [3], essas lesões não se formam numa região distinta do pulmão, como as demais lesões pulmonares, pois as lesões intersticiais se desenvolvem de forma difusa por toda a região pulmonar.

Com o advento da radiografia digital (imagem digitalizada) foi possível o desenvolvimento de sistemas de diagnóstico auxiliado por computador (CAD – Computer-aided Diagnosis), voltados para melhorar a eficiência das análises diagnósticas. Neste contexto, vários métodos têm sido desenvolvidos com o intuito de detectar e caracterizar lesões intersticiais de pulmão, sendo a análise de textura um de seus campos de pesquisa mais ativo [1, 2, 4-10]. Este artigo apresenta um método de caracterização de lesões intersticiais a partir de atributos estatísticos de textura, extraídos de matrizes de co-ocorrência de níveis de cinza obtidas de regiões previamente segmentadas dos pulmões.

Materiais e Métodos

Embora o conjunto de patologias contidas no grupo das lesões intersticiais seja numeroso, mais de 180 patologias [11], para este trabalho foram selecionadas 8 patologias, com base em sua incidência e interesse clínico: esclerose sistêmica, fibrose pulmonar idiopática (FPI), linfangite carcinomatosa, paracoccidioidomicose, sarcoidose, silicose e tuberculose miliar.

Os exames utilizados foram obtidos junto ao arquivo de raios-X do Serviço de Radiodiagnóstico do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP-USP) e as imagens foram digitalizadas com resolução espacial de 300 dpi (84 μm de tamanho de *pixel*) e resolução de quantização de 12 *bits* por *pixel* (4096 níveis de cinza). Foram utilizadas 69 radiografias póstero-anterior (PA) de tórax, sendo 42 imagens com alguma doença pertencente ao grupo das lesões intersticiais e 27 imagens normais.

A segmentação das imagens foi feita de forma semi-automática. Inicialmente, o contorno de cada pulmão foi marcado manualmente em cada uma das imagens e então, cada pulmão foi automaticamente subdividido em seis campos (Figura 1) através de um algoritmo baseado nos pontos do contorno de cada campo pulmonar.

Cada campo segmentado foi classificado como normal ou patológico por um médico radiologista especialista em tórax, a partir da inspeção visual convencional dos filmes radiográficos utilizados.

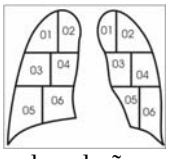


Figura 1 – Divisão de cada pulmão em seis campos.

A análise de textura foi feita a partir da quantificação de treze atributos de textura extraídos das matrizes de co-ocorrência de níveis de cinza [1], calculadas para cada um dos campos pulmonares previamente segmentados. Os atributos calculados foram: Segundo Momento Angular ou Energia; Contraste; Variância; Correlação; Média da Diferença Inversa; Entropia; Soma da Entropia; Diferença da Entropia; Média da Soma; Soma da Variância; Média da Diferença; Variância da Diferença; Medida de Correlação I.

Para diminuir a redundância de informação e otimizar o processo de classificação das imagens, foi realizado um procedimento de redução de dimensionalidade no vetor de atributos, através da medida da capacidade de separabilidade das classes normal e patológica para as possíveis combinações dos treze atributos anteriormente quantificados. Para tanto utilizou - se a distância Jeffries-Matusita (distância JM).

A distância JM para o caso de duas classes envolvidas ω_i e ω_j é calculada através da Equação 1:

$$J_{ij} = \left\{ \int \left[\sqrt{p(x/\omega_i)} - \sqrt{p(x/\omega_j)} \right]^2 dx \right\}^{1/2} \quad \text{Eq (1),}$$

no caso onde $p(x,\omega_i)$ e $p(x,\omega_j)$ são descritos por funções Gaussianas, a Equação 1 assume a forma:

$$J_{ij} = \sqrt{2(1-e^{-\alpha})} \quad \text{Eq (2),}$$

sendo

$$\alpha = \frac{1}{8}[\mu_i - \mu_j]^T \left[\frac{\sum_i + \sum_j}{2} \right]^{-1} [\mu_i - \mu_j] + \frac{1}{2} \log_e \left[\frac{\frac{|\sum_i| + |\sum_j|}{2}}{\sqrt{|\sum_i| \cdot |\sum_i|}} \right] \quad \text{Eq (3)}$$

onde

- x representa um vetor de atributos;
- $p(x,\omega_i)$ e $p(x,\omega_j)$ são as funções de probabilidade condicional das classes ω_i e ω_j [2];
- μ_i, μ_j e $\sum_i$, $\sum_j$ são os vetores de médias e as matrizes de covariância para as classes *i* e *j*, respectivamente.

Neste trabalho a caracterização das imagens foi feita utilizando o método de classificação *k-vizinhos mais próximos* (*k*-NN), um método não paramétrico que classifica uma imagem desconhecida através do cálculo de uma métrica, neste caso a distância euclidiana.

A distância euclidiana entre um novo elemento *Ei* e um elemento do conjunto de treinamento *Ej* é dada por *d*(*Ei*, *Ei*) e definida pela Equação 4.

$$d(E_i, E_j) = \sqrt{\sum_{r=1}^{M} \left(x_{ir} - x_{jr} \right)^2} \quad \text{Eq. 4}$$

onde *M* é o número de atributos de cada elemento; x_{ir} é o valor do *r-ésimo* atributo A_r do í-ésimo elemento *Ei*.

Através das distâncias euclidianas, o algoritmo *k- vizinhos mais próximos* classifica as imagens baseado na inserção de dois limiares *Ln* (valor mínimo de contribuições para uma imagem teste pertencer a classe normal) e *La*, (valor mínimo de contribuições para uma imagem teste pertencer a classe patológica), os quais são pedidos como parâmetros para a classificação.

Resultados

O processo de segmentação foi realizado de forma semi-automática, sendo, a principio, feita manualmente a marcação do contorno do pulmão (Figura 2).

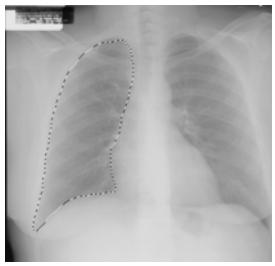


Figura 2: Marcação do contorno do pulmão feita manualmente.

As etapas posteriores de segmentação são executadas automaticamente pelo algoritmo com base nos pontos do contorno (Figura 3).

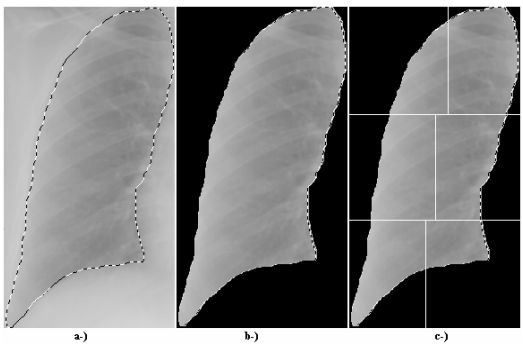


Figura 3: Etapas automáticas do algoritmo de segmentação: (a) pulmão extraído inscrito em retângulo da imagem original (b) subtração da região externa ao contorno; (c) divisão da imagem em regiões.

Para efetuar a redução de dimensionalidade dos vetores de atributos de textura, foi calculada a distância Jeffries-Matusita para os 13 atributos de Haralick extraídos das imagens, combinados desde 1 a 1 até 13 a 13, verificando-se as maiores distâncias para cada uma das combinações. Obteve-se uma combinação otimizada de nove atributos, a saber: Energia; Correlação; Média da Diferença Inversa; Entropia; Diferença da Entropia; Média da Soma; Soma da Variância; Média da Diferença; Medida de Correlação I.

Para encontrar os melhores parâmetros (*k*, *Ln* e *La*) do classificador *k*-NN para uma classificação otimizada, foram feitos testes exaustivos, variando-se os parâmetros (*k*, *Ln* e *La*). A Tabela 1 mostra os resultados obtidos para os valores de *k* variando de 1 até

20 com suas respectivas combinações de parâmetros *Ln* e *La*. Observando a Tabela 1 verifica-se que os melhores resultados são obtidos para $k = 9$ e $k = 10$.

Tabela 1: Média das áreas A_z sob a curva ROC dos 20 testes realizados.

k	A_z	k	A_z	k	A_z	k	A_z
1	0.7721	6	0.8822	11	0.8867	16	0.8823
2	0.8401	7	0.8851	12	0.8860	17	0.8817
3	0.8619	8	0.8868	13	0.8848	18	0.8806
4	0.8732	9	0.8871	14	0.8839	19	0.8795
5	0.8793	10	0.8874	15	0.8830	20	0.8786

A Tabela 2 mostra as combinações para os valores de $k = 9$ e $k = 10$, variando-se seus respectivos parâmetros *Ln* e *La*. A eficiência do classificador pode ser medida através da área sob a curva ROC (A_Z**)** obtida para cada um dos valores de k (Figuras 4 e 5).

Tabela 2: Método k-NN – Classificação das imagens utilizando $k = 9$ e $k = 10$ com seus respectivos parâmetros *Ln* e *La*.

k	*Ln*	*La*	ESP	1- ESP	SENS
9	1	9	0.99923	0.00077	0.48766
9	2	8	0.99429	0.00571	0.54326
9	3	7	0.98040	0.01960	0.61120
9	4	6	0.93735	0.06265	0.68247
9	5	5	0.85478	0.14522	0.76483
9	6	4	0.70324	0.29676	0.85093
9	7	3	0.50447	0.49553	0.92510
9	8	2	0.29136	0.70864	0.97095
9	9	1	0.12022	0.87978	0.99243
10	1	10	0.99969	0.00031	0.47562
10	2	9	0.99645	0.00355	0.52562
10	3	8	0.98534	0.01466	0.58423
10	4	7	0.95694	0.04306	0.65000
10	5	6	0.90185	0.09815	0.72189
10	6	5	0.79383	0.20617	0.80488
10	7	4	0.62762	0.37238	0.88423
10	8	3	0.43148	0.56852	0.94336
10	9	2	0.24552	0.75448	0.97832
10	10	1	0.09954	0.90046	0.99409

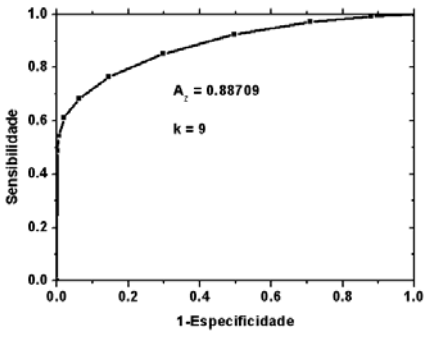


Figura 4: Curva ROC para $k = 9$, obtida a partir dos valores da Tabela 2.

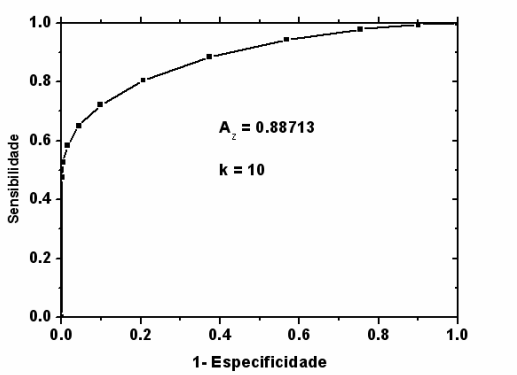


Figura 5: Curva ROC para $k = 10$, obtida a partir dos valores da Tabela 2.

Discussão

O algoritmo de segmentação mostrou-se eficiente, sendo aplicável ao sistema desenvolvido, porém poderá ainda ser melhorado, principalmente no que se refere à automatização total do algoritmo.

A extração de atributos foi relativamente rápida, gastando em média 1,5 minutos para cada imagem depois da marcação manual dos contornos dos pulmões. O algoritmo de extração de atributos não apresentou problemas, sendo, portanto viável sua aplicação no sistema de caracterização de lesões intersticiais.

Através do cálculo da distância JM, mediu-se o grau de separabilidade entre as classes e verificou-se ser uma combinação de 9 atributos a mais otimizada, levando-se em consideração a redução de dimensionalidade do vetor de atributos e o grau de separabilidade das classes.

O método de classificação não paramétrico utilizado, k-NN, não necessita de informações *a priori* para realização do processo de classificação, no entanto requer a presença de amostras de treinamento, o que pode tornar o custo computacional do classificador elevado. Neste trabalho em particular, o método k-NN se aplica de forma eficiente ao sistema proposto devido ao tamanho da base de dados não ser muito grande.

Foi verificado, através da análise da curva ROC, que este sistema atinge o melhor desempenho na caracterização das lesões quando k assume os valores $k = 9$ e $k = 10$, cujas respectivas áreas sob a curva ROC A_z medidas foram 0,8870 e 0,8871. Nesta configuração otimizada foram obtidos valores de 0,793 para especificidade e 0,804 para sensibilidade.

Conclusões

Devido ao padrão difuso apresentado pelas lesões, as quais acometem geralmente pelo menos um terço de cada pulmão, a textura se mostra como um excelente descritor para a caracterização de lesões intersticiais de pulmão. Particularmente neste trabalho foi utilizada uma descrição estatística de textura, baseada em informações extraídas da matriz de co-ocorrência de níveis de cinza. O classificador utilizado mostrou-se eficiente para os propósitos da pesquisa, porém outros classificadores podem ser também testados, como por

exemplo, o uso do classificador Bayesiano, o qual permite a inserção de informações *a priori* na realização da classificação, ou um classificador baseado em redes neurais.

Os valores de sensibilidade e especificidade obtidos mostram que o sistema de caracterização proposto neste artigo é capaz de diferenciar de forma consistente imagens normais de imagens patológicas, indicando seu potencial para o auxílio ao diagnóstico de lesões intersticiais de pulmão.

Referências

[1] HARALICK, R. M., SHANMUGAM K., DINSTEIN H.A.K., "*Textural Features for Image Classification*". IEEE Trans. On Systems, Man and Cybernetics. vol. SMC-3, no. 6, pp. 6l0-621, l973.

[2] YOUNG, T.Y. and FU, K.S., *Handbook of Pattern Recognition and Image Processing*. Academic Press, USA, 1985.

[3] FRASER, R.G. and PARE, J.A.P., *Diagnosis of Diseases of the Chest*, Saunders Philadelphia, PA, 1970.

[4] GINNEKEN, B. V., KATSURAGAWA, S., ROMENY, B. M., DOI, K. and VIERGEVER, M. A. "*Automated Detection of Abnormalities in Chest Radiographs Using Local Texture Analysis*" IEEE Transactions on Medical Imaging. vol. 21 no. 2, 2002.

[5] TOURASSI, G. D. "*Journey Toward Computer-aided Diagnosis: Role of Image Texture Analysis*" Radiology, vol. 213, pp 317-320, 1999.

[6] TULLY, R. J., CONNERS R. W., HARLOW, C. A and LODWICK, G. S. "*Toward Computer Analysis of Pulmonary Infiltrations*", Investigation Radiology, vol.13, pp. 298-305, 1978.

[7] KATSURAGAWA, S., DOI, K., and MACMAHON, H. "*Image Feature Analysis and Computer-Aided Diagnosis in Digital Radiography: Detection and Characterization of Interstitial Lung Disease in Digital Chest Radiographs*", Med.Phys., vol. 15, no. 3, pp. 311–319, 1988.

[8] GOOL, L. Van, DEWAELE, P. and OOSTERLINCK A., "*Survey: Texture analysis anno* 1983", Computer Vision, Graphics, and Image processing, vol, 29, pp. 336-357, 1985.

[9] REED, R. T. and DU BUF, J. M. H., "*A Review of Recent Texture Segmentation and Feature Extraction Techniques*", Computer Vision, Graphics, and Image processing, vol, 57, no. 3, pp. 359-372, 1993.

[10] LI, Q., KATSURAGAWA, S., ISHIDA T., YOSHIDA, H., TSUKUDA, S., MACMAHON, H. and DOI, K., "*Contralateral subtraction: A novel technique for detection of asymmetric abnormalities on digital chest radiographs*," *Med. Phys*., vol. 27, no. 1, pp. 47–55, 2000.

[11] MARTINEZ, B., "*Doenças Intersticiais Pulmonares"*, Revista Medicina, vol. 31, p 247-256, junho, 1998.

TESTES PARA CARACTERIZAÇÃO DE TRANSDUTORES DE ULTRA-SOM

V. M. Nascimento*, V. L. da S. N. Button*, J. M. Maia**

*UNICAMP, FEEC/DEB e CEB, Campinas, Brasil
**CEFET/PR, Curitiba, PR, Brasil

e-mail: valeriam@ceb.unicamp.br

Abstract: This article describes some characterization tests for ultrasound transducers; these tests include: bandwidth, aperture size, transverse and axial beam profile, ringdown, insertion loss, beam spread and lateral and axial resolution. Tests made in transmission/reception mode used a calibrated hydrophone as receiver and tests made in pulse/echo mode used aluminum and carbon-steel targets. The results showed that the tests made were able to characterize the single element transducers constructed. We built transducers with three different types of backing layer (epoxy and aluminum, epoxy and tungsten, and epoxy and aluminum and tungsten), and two different thicknesses of matching layer (λ/4 and 3λ/4).

***Palavras Chaves*: transdutores, ultra-som, campo acústico, caracterização, resolução**

Introdução

Depois de construído o transdutor ultra-sônico, este deve ser caracterizado para que os parâmetros, que descrevem seu desempenho, sejam quantificados. A seguir são descritos os principais parâmetros, segundo normas internacionais [1][2][3], utilizados na caracterização de transdutores.

A resolução longitudinal de um transdutor é a resolução espacial do mesmo na direção de propagação do campo acústico, a qual pode ser definida como a capacidade do transdutor de distinguir duas superfícies refletoras próximas em planos perpendiculares ao eixo do transdutor, isto é, paralelos à face do transdutor. Quando a distância entre as duas superfícies refletoras é igual ou maior que a resolução longitudinal do transdutor, elas podem ser resolvidas como refletores separados. Se elas estão mais próximas que a resolução axial, seus ecos são fundidos num só pelo transdutor.

A profundidade de uma superfície refletora é medida pelo tempo de trânsito do pulso refletido na interface: um pulso de curta duração transmitido fornecerá uma medida mais precisa do tempo de chegada do eco. Definindo o tempo efetivo de duração do pulso como sendo *t'* e usando a relação "distância é igual velocidade (c) multiplicada pelo tempo", temos a resolução axial (RA):

$$RA = \frac{t' c}{2} \quad (1)$$

Duas características do transdutor influenciam a sua resolução longitudinal: a) amortecimento: as vibrações da cerâmica devem ser amortecidas rapidamente, para que o transdutor seja capaz de receber os ecos das várias superfícies refletoras; e b) freqüência: quanto maior a freqüência de operação de um transdutor, menor seu comprimento de onda, e melhor sua capacidade de resolução longitudinal [1].

A resolução do transdutor em todas as direções (lateral e longitudinal) está relacionada ao comprimento de onda e, de modo prático, não pode ser menor que o comprimento de onda na freqüência de operação do transdutor. Transdutores com alta resolução empregam freqüências tão altas quanto possíveis, até que um aumento da atenuação leve a intensidade dos ecos recebidos a limites muito baixos de razão sinal-ruído

A resolução lateral pode ser definida como a capacidade do transdutor de distinguir duas superfícies refletoras bem próximas e paralelas ao eixo do campo acústico. A forma de onda dos ecos recebidos, quando o transdutor realiza uma varredura transversal à sua face, depende do espaçamento lateral dos alvos refletores. Quando a separação entre os alvos é maior que a largura do campo acústico, os ecos de cada alvo são distingüidos. Se eles estão separados por uma distância menor que a largura do campo, os ecos se misturam, e os alvos não podem ser resolvidos separadamente: eles aparecem como um único objeto refletido.

O espaçamento no plano transverso para que cada alvo refletor seja resolvido separadamente é conhecido como resolução lateral *(LR*), e uma medida razoável de *LR* é o diâmetro do ponto focal *d* do transdutor [2]:

$$LR \approx d \quad (2)$$

A sensibilidade do transdutor está relacionada à sua habilidade de detectar alvos pequenos localizados a profundidades conhecidas num meio atenuante. A sensibilidade de um transdutor é um dos parâmetros mais difíceis de se definir, e é influenciada pelo tipo de material piezelétrico usado, pelo pulso de excitação do transdutor, pela sua resposta em freqüência, pela eficiência na conversão de energia, pelas camadas de anteparo e de compatibilização elétrica e pela geometria e características de focalização do campo acústico.

A resposta em freqüência ou espectro de freqüência é a medida da amplitude da resposta em pulso-eco de um determinado alvo em função da freqüência. Através da resposta em freqüência pode-se determinar a freqüência na qual o sinal do eco tem amplitude máxima (freqüência de pico), a freqüência central, e a faixa de passagem.

Existem dois meios de obter a resposta em freqüência: a) com excitação por um pulso retangular; e b) com excitação por um *burst* senoidal. Ambos provêem resultados similares, segundo [3].

A largura de faixa ou faixa de passagem refere-se à largura de faixa funcional ou operacional do transdutor.

As freqüências superior (f_s) e inferior (f_i) desta faixa são definidas como os valores em que a amplitude da resposta em pulso-eco tem um decaimento de 6dB em relação à amplitude do eco na freqüência de pico, f_p, ou seja, em relação à amplitude máxima do eco.

A freqüência central (f_c) é determinada pela Eq. 3:

$$f_c = \frac{f_i + f_s}{2} \tag{3}$$

E a largura de faixa (*BW*) pode ser calculada pela Equação 4:

$$BW = \frac{f_s - f_i}{f_c} * 100 \tag{4}$$

A sensibilidade relativa (ou perdas por inserção) é definida em dB pela Equação (5):

$$S_{rel} = 20 \log \frac{V_e}{V_a} \tag{5}$$

Onde: V_e é a tensão de resposta pico a pico do eco de um refletor específico,
V_a é a tensão pico a pico aplicada ao transdutor.

Tanto V_a como V_e são medidas na freqüência nominal do transdutor (f_{nom}), que corresponde à freqüência de ressonância do modo espessura.

O *ringdown* é medido em ciclos e calculado pelo número de meios ciclos (n) mais um que a amplitude do pulso leva para decair a 10% (-20dB) do pico máximo [1]. A equação para o cálculo do *ringdown* é:

$$Ringdown = \frac{n+1}{2} \tag{6}$$

A largura da área ativa é definida como a largura do contorno do campo acústico de intensidade –3dB abaixo da intensidade média da resposta medida no centro do transdutor, menos o raio do hidrofone [3].

Materiais e Métodos

Os pulsos acústicos de 6 transdutores de ultra-som (#2 *backing* de alumina e tungstênio e camada de acoplamento acústico de espessura 3λ/4, #4 *backing* de alumina e tungstênio e acoplamento de λ/4, #5 *backing* de tungstênio e acoplamento de 3λ/4, #6 *backing* de alumina e acoplamento de 3λ/4, #8 *backing* de tungstênio e acoplamento de λ/4, #16 *backing* de alumina e acoplamento de λ/4) (transmissores) de elemento único, construídos no Laboratório de Ultra-som (LUS) do DEB/FEEC e CEB da UNICAMP, foram medidos com hidrofone pontual (receptor) no Sistema de Mapeamento de Campo Acústico, em resposta a formas de onda de excitação senoidal e retangular, de pulso único.

Para fazer estas medidas podem ser usados dois procedimentos: em pulso-eco usando um alvo refletor esférico, ou em transmissão-recepção usando um hidrofone receptor. O padrão de transmissão e o padrão de recepção do transdutor são, inicialmente, considerados idênticos e recíprocos. O transdutor pode ser excitado tanto por (pulso retangular) choque quanto por *burst* de pulsos senoidais na freqüência central do transdutor, f_c .

Segundo [3], o hidrofone empregado deve possuir elemento ativo de diâmetro menor ou igual a 2λ da freqüência central do transdutor (se o elemento ativo for maior, deve-se usar um fator de correção para incluir a função diretividade do hidrofone) e a resposta do hidrofone deve ser larga o suficiente para que o hidrofone não introduza resposta adversa. O hidrofone de PVDF utilizado no LUS, para a realização de todas as medidas de campo ultra-sônico, foi fabricado pela Precision Acoustics, tem diâmetro 1,0mm e atende as exigências da norma.

Os ecos dos pulsos gerados pelos transdutores construídos, refletidos por refletores específicos, foram medidos para a avaliação de diversos parâmetros de desempenho. Segundo [3] o alvo esférico deve ser uma esfera lisa de diâmetro igual a pelo menos 10λ. Nas medidas realizadas foram usados um refletor esférico de aço-carbono com 25mm de diâmetro e um refletor plano (face plana de um cilindro de alumínio com 34mm de diâmetro e 40mm de espessura. O diâmetro do refletor esférico atende à recomendação da norma, pois o valor médio da freqüência central dos transdutores construídos é 2,1MHz, e portanto o comprimento médio de onda é 733µm e 10λ = 7,33mm.

As perdas por inserção foram medidas para cada transdutor antes e depois do acoplamento elétrico (colocação de indutor em paralelo com o transdutor), em pulso-eco, excitando o transdutor com um pulso retangular de amplitude -66V e 240ns de duração; o eco do sinal era proveniente de um alvo plano de alumínio.

Para medir o *ringdown*, o transdutor foi excitado por um único pulso retangular e o eco, refletido por alvo de alumínio plano, foi adquirido; a distância selecionada entre o transdutor e o alvo foi igual à distância de separação entre os campos próximo e distante z_n.

A resolução longitudinal dos transdutores foi obtida excitando cada um deles com um único pulso senoidal na freqüência de ressonância do seu modo espessura. Observou-se no osciloscópio a forma de onda do eco gerado pela propagação da onda acústica em chapas de acrílico com espessuras diferentes: 10mm, 6mm, 5mm, 3mm, 1,5mm e 1mm; a resolução longitudinal foi determinada verificando, através do envelope do sinal, quais ecos podiam ser discriminados na tela do osciloscópio como ecos distintos.

A medição da largura da área ativa do transdutor foi feita a partir do mapeamento do campo acústico, com o

hidrofone de PVDF, no plano XZ (30mm x 30mm), paralelo à face do transdutor, em determinadas distâncias da face do transdutor. A seleção de distâncias da face do transdutor, como a transição entre os campos próximo e distante (z_n), e outras posições como $z_n/2$, $z_n/3$, $2z_n$, $3z_n$ e $4z_n$, é mais apropriada para excitação por *burst* de pulsos senoidais, segundo [3]. A distância z_n foi calculada pela Equação 8, indicada em [3] (esta equação também é encontrada na literatura [4] com o fator de multiplicação 0,75):

$$z_n = \frac{d^2}{4\lambda} \quad (8)$$

Onde: d é o diâmetro do transdutor; e
λ é o comprimento de onda do campo.

O perfil longitudinal do campo acústico foi obtido pelo mapeamento da intensidade do campo acústico, em função da distância (Y) da face do transdutor. O perfil longitudinal pode ser obtido mapeando-se o campo acústico ao longo do eixo longitudinal, isto é, movendo-se o hidrofone ao longo deste eixo e adquirindo a resposta da pressão longitudinal em função da distância, ou a partir do mapeamento do campo no plano XY [3]. O perfil longitudinal de cada um dos transdutores construídos foi medido a partir do mapeamento do campo acústico no plano XY (30mm x 150mm).

Resultados

Os pulsos acústicos gerados pelos transdutores construídos foram captados por hidrofone pontual de PVDF. Os transdutores foram excitados por um pulso retangular de amplitude -66V e 240ns de duração.

O pulsos acústicos recebidos, foram processados pelo programa LARGBANDA (desenvolvido em Matlab) determina a largura da faixa ou da banda de passagem de cada transdutor, bem como as freqüências de pico e central. A Figura 1 mostra a resposta em pulso/eco de um transdutor e a largura de banda. A Tabela 1 mostra os valores da largura de faixa do sinal acústico gerado por cada transdutor.

A Tabela 1 apresenta ainda os valores de *ringdown* dos transdutores construídos, calculados pela Equação (6), e as perdas por inserção (S_{rel}) para cada transdutor calculadas pela Equação (5).

Os valores das perdas por inserção calculados para os transdutores construídos mostram que a compatibilização elétrica dos mesmos praticamente não afeta os valores de perdas por inserção. Para a medição destas perdas, cada transdutor foi excitado por um pulso retangular de amplitude de -66V, e duração 240ns, e o eco foi gerado por um refletor plano. Para o cálculo deste parâmetro foram utilizados o valor de pico do sinal de excitação do transdutor e o valor de pico do eco obtido para a determinação da resposta em freqüência.

A resolução longitudinal dos transdutores foi avaliada observando-se na tela do osciloscópio os ecos provenientes das duas faces de chapas de acrílico de diferentes espessuras, para determinar que espessura mínima poderia ser resolvida, isto é, que espessura gerava ecos (vindos de ambas as faces) que ainda podiam ser distinguidos. A mínima separação entre as faces dos alvos, cujos ecos puderam ser distinguidos foi 5mm para todos os transdutores testados. Esta resolução é resultado do pulso relativamente longo e da faixa de passagem dos transdutores

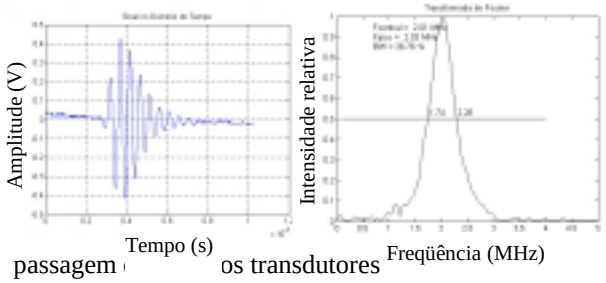


Figura 1: Resposta em pulso-eco do transdutor #4, mostrando o eco gerado por um refletor plano e sua transformada de Fourier.

Um exemplo do perfil transverso do campo acústico gerado pelos transdutores construídos pode ser observado na Figura 2.

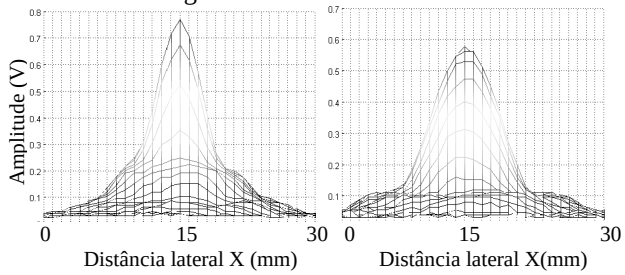


Figura 2: Perfil transverso do campo do transdutor #6 medido em duas distâncias de sua face: z_n (esquerda) e $2z_n$

Com a representação 2D no plano XY do mapeamento do campo gerado pelos transdutores, determinam-se os perfis de intensidades -3dB, -6dB e -20dB, em relação à intensidade máxima medida.

Na Tabela 1 também são apresentados os valores da intensidade máxima do perfil longitudinal do campo acústico, a profundidade e a largura máxima da linha de contorno. A Figura 3 mostra um exemplo de mapeamento do campo acústico de um transdutor ultra-sônico.

Discussão

Os 6 transdutores ultra-sônicos de elemento único, construídos e caracterizados no LUS, apresentaram um valor médio de largura de banda igual a 21,7% sem a colocação do indutor e 24,3% com a colocação do indutor. A colocação do indutor aumentou a largura de banda de todos os transdutores.

Os transdutores testados apresentaram um valor médio de *ringdown* igual a 5 ciclos; com a colocação do indutor de acoplamento elétrico, todos os transdutores mostraram redução de um ciclo no *ringdown*. A diminuição do *ringdown* é conseqüência direta do aumento da largura de banda dos transdutores.

A determinação da largura da área ativa dos

Tabela 1. Medidas de parâmetros para a caracterização de transdutores de ultra-som: largura de faixa dos pulsos acústicos obtidos em pulso-eco, valores de *ringdown* e perda por inserção (S_{rel}) medidos sem e com indutor (L) de acoplamento elétrico, valor da largura da área ativa, valores da amplitude máxima do perfil longitudinal do campo acústico, da profundidade e da largura da linha de contorno de –3dB para os 6 transdutores construídos, composição da camada de backing.

	BW %		*ringdown*		S_{rel} (dB)		Largura Área	Amplitude	Profundidade(mm)	Largura (mm)	Composição camada
Transdutor	s/ L	c/ L	s/ L	c/ L	s/ L	c/ L	Ativa (mm)	Máxima (Pa)	perfil -3dB	perfil. -3dB	de backing
#2	15,7	18,4	7	6	-54,1	-55,0	9,11	19172	90	4	Alumina e tungstênio
#4	25,5	26,8	5	4	-43,9	-43,0	14,65	19643	91	3,5	Alumina e tungstênio
#5	17,8	19	6	5	-51,7	-51,0	8,45	19172	76	3,2	tungstênio
#6	24,4	26,1	5	4	-44,9	-42,0	9,45	20429	90	3,9	Alumina
#8	23,7	26	5	4	-42,8	-44,0	9	22000	102	3,8	tungstênio
#16	23	29,5	5	4	-53	-52,0	8,65	11943	88	3,5	Alumina

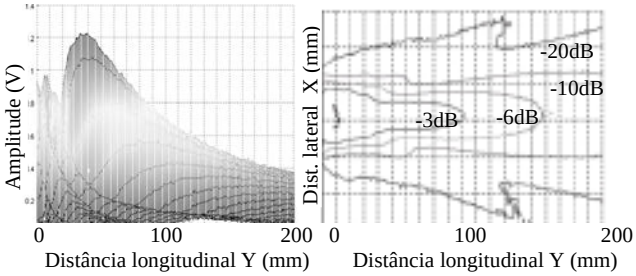


Figura 3. Perfil longitudinal do campo do transdutor #5 (esquerda) e representação 2D do mapeamento do campo acústico no plano XY do transdutor #5 mostrando os perfis da intensidade do campo de -3dB, -6dB, -10dB e –20dB (direita) em relação à intensidade máxima do campo acústico.

transdutores resultou num valor médio de 9,8mm, sendo que apenas um transdutor (#4, *backing* de epóxi e alumina e camada acoplamento acústico de $\lambda/4$) apresentou uma largura da área ativa muito maior, de 14,65mm.

O valor médio de amplitude máxima do perfil longitudinal do campo acústico é 18,9kPa, sendo que um transdutor (#16) apresentou uma amplitude máxima bem menor, igual a 11,9kPa (o transdutor #16 foi construído com camada de retaguarda de epóxi e alumina e camada de acoplamento acústico de com espessura de $\lambda/4$).

O valor médio da profundidade do perfil de –3dB do campo acústico foi de 90mm, sendo que os transdutores #5 e #8 mostraram profundidades de 76mm e 102mm respectivamente; estes transdutores foram construídos com camada de retaguarda composta de epóxi e tungstênio e com espessura da camada de acoplamento acústico de $3\lambda/4$ e $\lambda/4$ respectivamente. A largura média do perfil do campo acústico, de intensidade –3dB abaixo do máximo, resultou em 3,65mm.

Os valores obtidos das perdas por inserção ou sensibilidade relativa para os transdutores estão dentro do esperado e de acordo com [5].

As diferenças observadas nos parâmetros analisados são devidas aos três tipos de camada de retaguarda (epóxi e alumina; epóxi, alumina e tungstênio; e epóxi e tungstênio) e das duas espessuras da camada de acoplamento acústico ($\lambda/4$ e $3\lambda/4$) dos transdutores construídos.

Comparando os resultados com [6], podemos observar que as medidas obtidas nos planos perpendicular (perfil longitudinal) e paralelo (perfil transverso) à face do transdutor têm o mesmo padrão, sendo que em [6] estas medidas foram realizadas em transdutores de ultra-som para fisioterapia.

Conclusão

O procedimento de testes adotado mostrou-se adequado, pois permitiu observar o desempenho dos transdutores, tanto como geradores quanto como receptores de sinais acústicos; foi possível avaliar o comportamento do campo nas três direções ortogonais X, Y e Z, e medir a resposta em freqüência dos transdutores.

Agradecimentos

À CAPES e à FAPESP pelo apoio financeiro.

Referências

[1] Aero-tech Reports - Ultrasonic Transducer Performance Parameters (1978). *Effects on Diagnostic Imaging: Axial Resolution*, 4 p.

[2] Aero-tech Reports - Ultrasonic Transducer Performance Parameters (1979 a). *Effects on Diagnostic Imaging: Lateral Resolution*, 4 p.

[3] ASTM E-1065 (1999). *Standard Guide for Evaluating Characteristics of Ultrasonic Search Units*, 121p.

[4] ZEMANECK, J. (1970) "Beam Behavior within the Nearfield of a Vibrating Piston", Journal of Acoustical Society of America, vol.49, no.1 (part 2), pp 181-191.

[5] ALVES, C.H.F., RITTER, T.A., SHUNG, K.K. (2000). "Transdutores de Alta Freqüência Utilizando PVDF para Aplicações em Imagens Médicas", *Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica 2000*, v. 1, p. 665-667.

[6] ALVARENGA, A.V., MACHADO, PEREIRA, W.C..A. (2001)). "Implementação do Protocolo para a Obtençâo de Parâmetros Acústicos de Transdutores Ultra-sônicos Usados em Medicina", Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, vol. 17, no. 3, pp 151-163.

SISTEMA PARA LA REPRESENTACIÓN DE QUEMADURAS Y CÁLCULO DE LA SUPERFICIE CORPORAL QUEMADA

Begoña Acha*, Carmen Serrano*, Francisco J. Fernández-Galeano* y Tomás Gómez-Cía**

* Área de Teoría de la Señal y Comunicaciones. Escuela Superior de Ingenieros. Universidad de Sevilla, España
** Servicio de Cirugía Plástica y Reparadora. Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla, España
e-mail: bacha@us.es

Abstract: In this paper a software system is presented. The software creates a 3D model of a patient, adapted to his/her age and gender. This system allows physicians to represent on the 3D model of the patient where a burn wound is located as well as its depth. Once the physician has indicated it, the system calculates the percentages of burnt skin for each depth and the total area of burnt skin. The figures of each patient can be stored, so it can be included in the clinical records of the patient.
***Keywords*: burn wound, 3D display system, body surface**

Introducción

Para la correcta evolución de una quemadura es esencial iniciar un primer tratamiento o tratamiento de choque correcto [1][2]. Para elegir el tratamiento adecuado es necesario conocer tres parámetros: profundidad o grado de la quemadura, edad del paciente y superficie corporal quemada.

En este trabajo nos centramos en el tercero de estos parámetros y presentamos una mejora sustancial para su cálculo.

Uno de los principales pasos del tratamiento de choque del paciente quemado es el suministro de líquido con una determinada concentración de soluto. La cantidad y concentración del líquido suministrado depende de la superficie corporal quemada. Es necesario, por lo tanto, un cálculo lo más exacto posible de la extensión total de la quemadura para que el tratamiento sea el adecuado.

En la actualidad se marca la localización y extensión de la superficie corporal quemada en un modelo bidimensional [1] tal y como el que aparece en la Figura 1. Como ahí se puede observar no se hace distinción de acuerdo con el sexo o la edad del paciente, excepto por la inconcreta distinción entre adulto y niño. A partir de dicha representación se hace una estimación grosera del porcentaje de superficie corporal quemada.

Un modelo en tres dimensiones adaptado a las características del paciente permite calcular de la forma más exacta posible esta extensión. Adicionalmente, tiene la ventaja de permitir almacenar de forma informática y exacta el grado y localización de las quemaduras para permitir hacer un seguimiento del paciente a lo largo del tiempo.

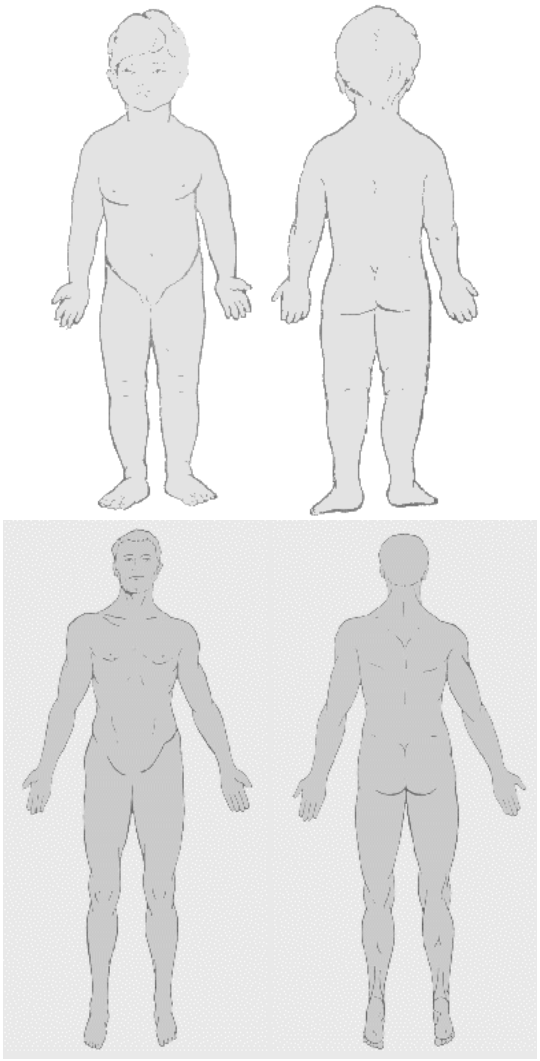
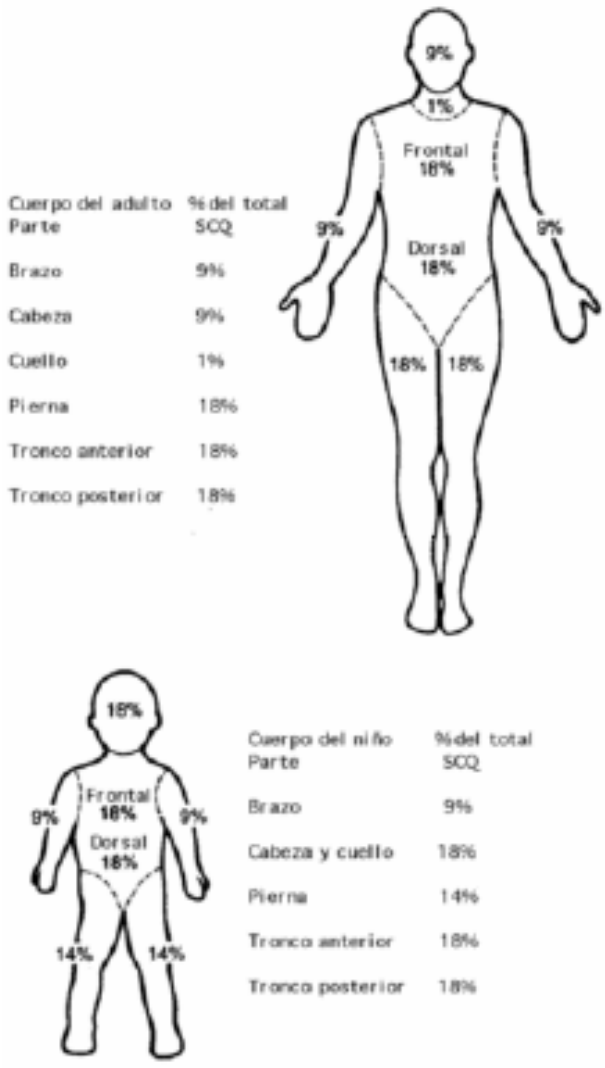


Figura 1: Esquema bidimensional utilizado en la actualidad en las Unidades de Quemados para representar la superficie corporal quemada.

Materiales y Métodos

Método empleado en la actualidad: En la actualidad, en las Unidades de Quemados se emplean típicamente tres métodos distintos para evaluar la extensión de una quemadura. Los tres métodos están basados en una visión bidimensional del cuerpo humano [3].

En la Figura 2 aparece un esquema que recoge uno de los métodos para el cálculo estimado de los porcentajes, conocido con el nombre de *Esquema de los nueve de Wallace*. Según este método se marca en un modelo bidimensional la superficie corporal quemada y se estima la extensión siguiendo la contabilidad de porcentajes que aparece en la Figura 2.



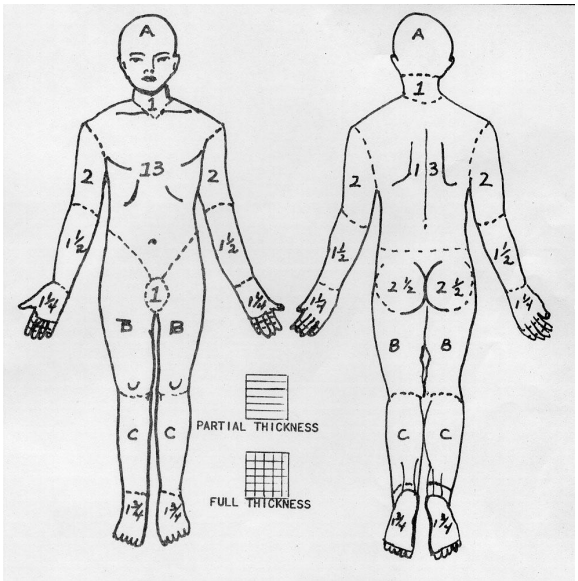
Cuerpo del adulto Parte	% del total SCQ
Brazo	9%
Cabeza	9%
Cuello	1%
Pierna	18%
Tronco anterior	18%
Tronco posterior	18%

Cuerpo del niño Parte	% del total SCQ
Brazo	9%
Cabeza y cuello	18%
Pierna	14%
Tronco anterior	18%
Tronco posterior	18%

Figura 2: Regla conocida con el nombre de *Esquema de los nueve de Wallace*, utilizada en la actualidad en las unidades de quemados para estimar el porcentaje de superficie corporal quemada.

Otra regla, la *Regla del 1%*, consiste en tomar la mano como el 1% de la superficie corporal y medir de forma aproximada cuántas manos se pueden abarcar en la superficie corporal quemada. Aparte de las obvias imperfecciones de esta estimación presenta el problema de que al basarse en un modelo bidimensional no se pueden recoger bien aquellas quemaduras en las superficies laterales del cuerpo.

Por último, el *Esquema de Lund y Browder* calcula los porcentajes siguiendo las pautas de la Figura 3.



Edad	0	1	5	10	15	Adulto
A=!/2 cabeza	9.5	8.5	6.5	5.5	4.5	3.5
B=1/2 muslo	2.75	3.25	4.0	4.25	4.25	4.75
C=1/2 pierna	2.5	2.5	2.75	3.0	3.25	3.5

Figura 3 Esquema de Lund y Browder para la determinación de la superficie corporal quemada.

Método propuesto: En este artículo se propone el uso de un modelo tridimensional del paciente. Para ello se ha diseñado un programa que presenta al usuario un modelo adaptado al sexo y edad del paciente que consiste en una superficie tridimensional diseñada mediante triángulos. En ella el médico puede marcar las zonas quemadas y el programa calcula automáticamente la superficie corporal quemada. Dicho cálculo se realiza mediante la suma de las áreas de los triángulos marcados como quemados.

Los modelos tridimensionales han sido diseñados haciendo uso del programa 3D Studio Max [4]. Este programa almacena los modelos en un fichero en donde se recogen los vértices de los distintos triángulos en formato ASCII.

El programa se ha elaborado en lenguaje C++. Para el manejo de los menús y de las figuras tridimensionales nos hemos servido de las librerías OpenGL [5], GLUT [6] y GLUI [7]. De esta manera el programa tiene la ventaja de la portabilidad, esto es, no está limitado a ser ejecutado en un entorno Windows.

Resultados

El programa presenta al usuario un modelo en tres dimensiones del paciente adaptado a la edad y el sexo

previamente introducidos, tal y como el que se presenta en la Figura 4. Para ello, en la esquina superior derecha el usuario se encuentra un botón donde se lee “Nuevo”. Al pulsarlo aparece un cuadro de diálogo en el que se permite elegir el sexo y la edad del paciente (ver número 1 en Figura 4). Entonces aparece en el centro de la pantalla el modelo, que es una superficie tridimensional elaborada mediante triángulos de distintas dimensiones. En el centro de la pantalla se presenta el modelo principal, manipulable, pero se permite también la opción de visualizar las vistas laterales (Figura 4 nº 2 y 3) y la posterior (Figura 4 nº 4) del mismo.

Mediante un menú desplegable, como el de la Figura 5, el usuario puede hacer girar o desplazar el modelo en las tres dimensiones del espacio y marcar en él quemaduras de los distintos grados de profundidad. Para girar o desplazar el modelo se permite al usuario hacerlo según los tres ejes del espacio mediante un menú desplegado al pulsar la opción “girar” o “desplazar”.

Durante la representación de quemaduras, ésta puede hacerse de tamaño pequeño, seleccionando como quemado únicamente el triángulo sobre el que se pulsa el ratón, o de tamaños mayores, marcando como quemados todos los triángulos vecinos al pulsado por el ratón. La opción de elegir el tamaño deseado para las quemaduras se presenta al pulsar con el ratón el botón, que en la Figura 5 aparece con el nombre “Representar quemaduras”.

Mediante la suma de las áreas de los distintos triángulos marcados, se realiza un cálculo del porcentaje de superficie corporal quemada (Figura 4 nº 5).

El sistema permite almacenar las distintas personalizaciones del modelo, lo que permitirá adjuntarlas junto con la historia clínica y volver a ellas en un futuro. Para ello cuenta con botones para el almacenamiento y la apertura de modelos guardados (Figura 4 nº6).

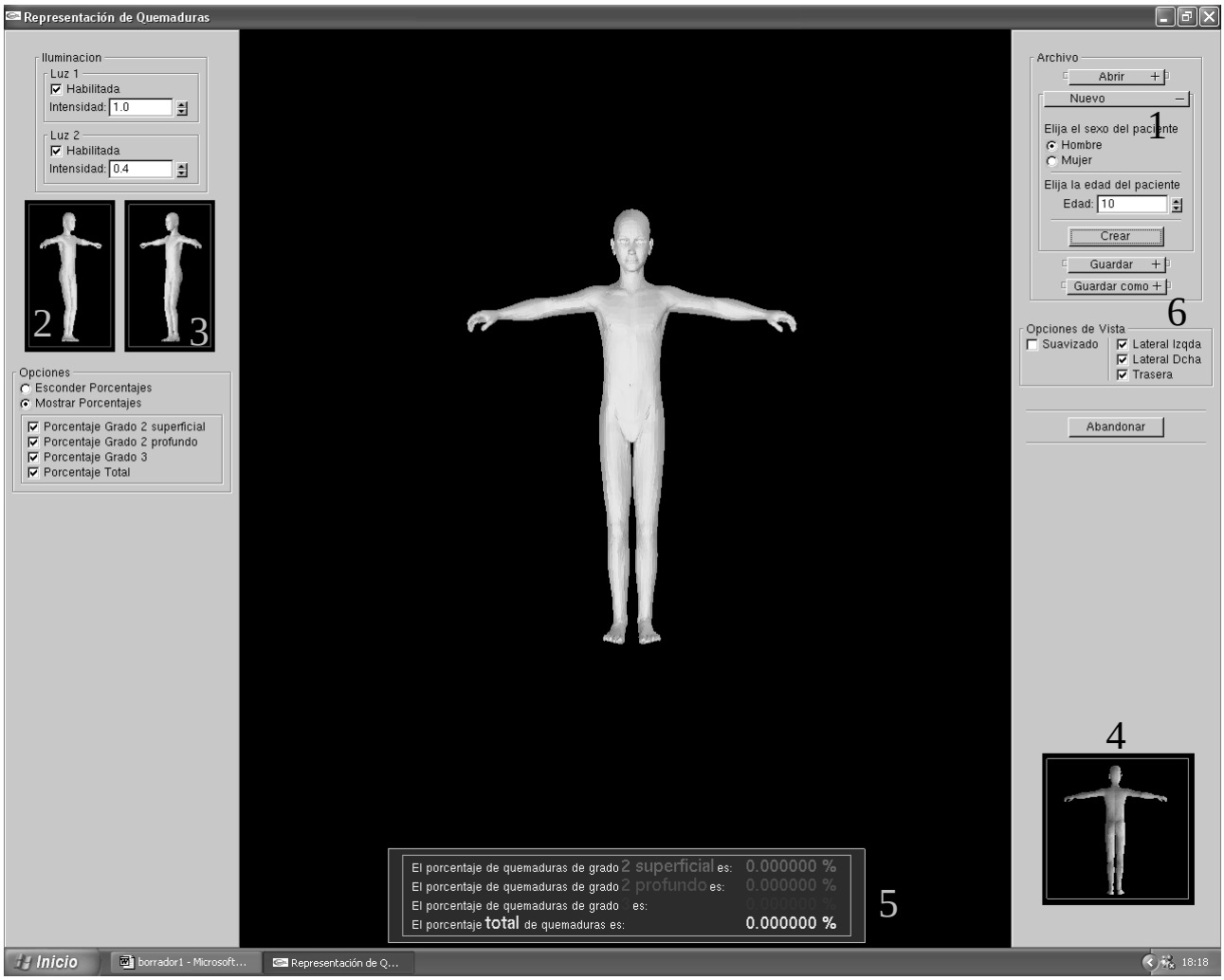


Figura 4: Pantalla principal del programa

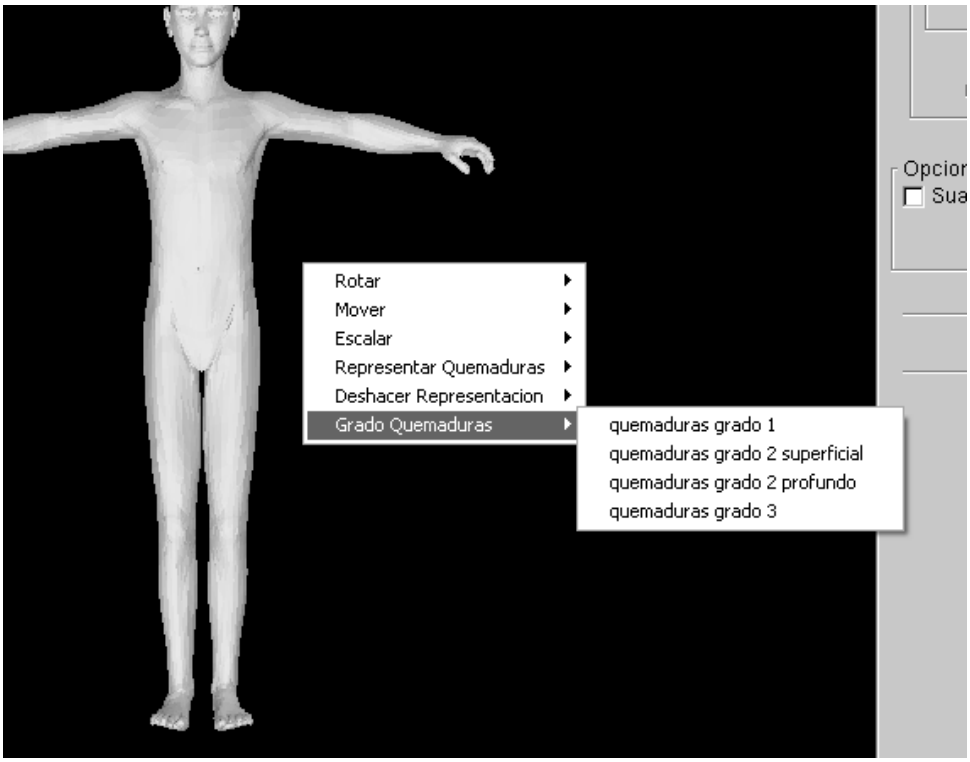


Figura 5: Menú desplegado por el sistema al pulsar el botón izquierdo del ratón

Discusión

El trabajo consiste en una mejora sustancial en la estimación del cálculo de la superficie corporal quemada, la cual es fundamental para aplicar un adecuado primer tratamiento al paciente quemado.

Actualmente dicho cálculo se lleva a cabo aplicando una serie de reglas heurísticas en modelos bidimensionales del ser humano, donde la única distinción existente es entre niño y adulto, sin tener en cuenta edad de forma más detallada o sexo del paciente.

En este trabajo se ha presentado un programa que representa un modelo tridimensional adecuado al sexo y la edad del paciente, donde los médicos marcan las quemaduras mediante el ratón e indican su grado de profundidad. El programa va calculando en tiempo real el área corporal quemada para los distintos grados.

En la actualidad el sistema está siendo sometido a una evaluación continua en la Unidad de Quemados del Hospital Virgen del Rocío de Sevilla con pacientes reales y, de acuerdo con el criterio de los especialistas, el sistema proporciona una estimación del porcentaje de superficie corporal quemada mucho más ajustado a la realidad que los tres esquemas de cálculo empleados tradicionalmente.

Agradecimientos

Los autores agradecen a la Unidad de Quemados del Hospital Virgen del Rocío de Sevilla (España) su ayuda e interés en la evaluación y diseño del sistema aquí presentado. Este trabajo está financiado por el proyecto TIC2002-01401, CICYT, España.

Referencias

[1] Franco, A., Manual de Tratamiento de las Quemaduras, Madrid (España), Liade, 1985.

[2] Clarke, J.A., A Colour atlas of burn injuries, Londres (G.B.), Chapman & Hall Medical, 1992.

[3] DOMÍNGUEZ ROLDÁN, J.M., GÓMEZ CÍA, T., MARTÍN BERMÚDEZ, R. "El paciente quemado grave", in BARRANCO RUIZ, F. (Ed): *Urgencias, Emergencias y Cuidados Críticos*, Uninet.

[4] Polevoi, R.,·3D Studio Max R3 in Depth, Creative Press, 2000.

[5] Shreiner, D., Woo, M., Neider, J., Davis, T., OpenGL Programming Guide: The Official Guide to Learning OpenGL version 1.4, Addison-Wesley, 2003.

[6] Kilgard, M.J., The OpenGL Utility Toolkit (GLUT). Programming Interface. API Version 3, Silicon Graphics, 1996.

[7] Rademacher, P. GLUI. GLUT-Based User Interface Library. Version 2.0, 1999.

SISTEMA PARA LA ESTIMACIÓN DE LA FUNCION BARORREFLEJA ESPONTÁNEA Y SU APLICACIÓN A LA CARACTERIZACIÓN DEL SÍNCOPE NEUROCARDIOGÉNICO

Juan Carlos Perfetto*, Aurora Ruiz** y Carlos D'Attellis***
* Instituto de Ingeniería Biomédica-Universidad de Buenos Aires, Argentina
** Hospital Fernández y Facultad de Medicina de la Universidad de Buenos Aires, Argentina
***Universidad Favaloro y Universidad Tecnológica Nacional, Buenos Aires, Argentina

E-mail: jperfet@fi.uba.ar

Abstract: In this work spontaneous baroreflex function is estimated in several subjects suspected to suffer from neurocardiogenic syncope and in normal controls in order to characterize them. A widely used technique for evaluating subjects with syncope precedents is tilt test. It promotes the appearance of an hypotensive episode in susceptible patients. Both enhanced [1] and impaired [2],[3] reflex response have been reported by other authors in subjects with positive tilt test response. These results can a priori seem as contradictory but can account to different origins of the syncope. We are presenting a system that can compute the baroreflex gain in an automatic and friendly way, and is being used to perform studies in a public hospital.

Key-words:: Baroreflex, tilt test, non-invasive, time domain, frecuency domain

Introducción

El síncope es una pérdida transitoria de la conciencia y del tono postural, que se revierte espontáneamente. El sistema nervioso autónomo (SNA) tiene dos ramas llamadas vago y simpático que son las encargadas de regular al sistema cardiovascular. Para poder regular la presión y la frecuencia hay sensores de presión denominados baroreceptores que se encuentran en el arco aórtico y en el seno carótideo.

Los pacientes que presentan síncope neurocardiogénico, son sospechados de tener problemas en el SNA, ya que la respuesta final del mismo es anormal.

Es sabido que el barorreflejo estabiliza la presión arterial mediante un mecanismo de realimentación negativa, y ante variaciones de presión produce variaciones del mismo signo en los intervalos RR. La ganancia barorrefleja mide la magnitud de dicha respuesta. Resulta entonces de interés estudiar la función barorrefleja para evaluar su participación en el mecanismo del síncope

Para ello, es necesario adquirir los parámetros hemodinámicos en condiciones basales y bajo una condición que ponga de manifiesto el problema estudiado. Una maniobra ampliamente utilizada, para dicho fin, es la de la inclinación pasiva del paciente (cabeza hacia arriba) en una camilla basculante con ángulos entre 60 y 80 grados (tilt test). Dicha maniobra, desencadena en las personas susceptibles, cuadros de hipotensión con síncope o presíncope.

Materiales y Métodos

Adquisición

Las señales que se adquieren, durante el transcurso de los estudios son, un canal de E.C.G. utilizando electrodos pectorales, y un canal de presión arterial continua utilizando un monitor no invasivo de presión arterial (marca Colin). Hemos utilizado un amplificador comercial con su correspondiente software de adquisición. Ambos canales son digitalizados, registrados y almacenados en una computadora personal. Se utiliza una camilla basculante que se puede girar en forma manual . En la primera etapa, de quince minutos de duración el paciente está en reposo, en posición horizontal. Luego la camilla basculante es colocada en un ángulo de 75 grados durante 45 minutos, o hasta que ocurra un síncope o presíncope. En ese caso el paciente es vuelto a la posición horizontal, lo que le permite normalizar sus parámetros hemodinámicos.

Procesamiento

Para procesar las señales registradas. se debió desarrollar un sistema en Delphi (Borland) y que utiliza librerías de Matlab (Mathworks). De esta manera sabemos precisamente que algoritmos se utilizan en cada etapa del procesamiento. Las capacidades desarrolladas para el sistema, de acuerdo a lo requerido, son :

a) Leer los dos canales y visualizarlos en pantalla, permitiendo al operador elegir los períodos de tiempo de interés

b) Permitir cambiar la escala de tiempos para apreciar mayor o menor número de detalles

c) Realizar la detección en forma automática de las ondas R en el canal de ECG sin necesidad de ingresar valores de umbrales en forma manual.

d) Marcar la ocurrencia de las ondas R con una flecha y permitir su corrección en caso de error por parte de un experto.

e) Marcar en forma automática, a partir del canal de presión sanguínea, el tiempo de ocurrencia de las sístoles y cómputo de la presión arterial sistólica (P.A.S) y diastólica (P.A.D) para cada ciclo cardíaco. Hemos desarrollado un algoritmo especial para la detección de

la ocurrencia de los sístoles que se pueda aplicar al caso de señales no estacionarias como son las que se obtienen durante la prueba basculante [4]



Fig. 1 - Pantalla de la aplicación desarrollada

f) Computar y registrar el intervalo entre ondas R como una serie de valores numéricos.
g) Computar y registrar los valores de presión sistólica para cada ciclo cardíaco como una serie de valores numéricos.
h) Visualizar las series obtenidas.
i) Estimar la ganancia barorrefleja por los tres métodos siguientes.

Método de las secuencias

En este caso la ganancia barorrefleja es estimada en el campo temporal. El método de las secuencias [5], consiste en identificar tres o más ciclos cardíacos consecutivas, de aumento (o disminución) de la presión arterial, seguidos de cambios en el intervalo RR en

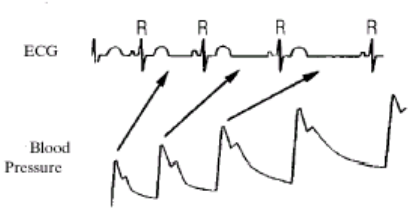


Fig. 2- Variaciones concordantes de la presión y el intervalo R-R

la misma dirección. Existe evidencia de que estas secuencias reflejan la actividad barorrefleja, y por ello se las suele indicar como secuencias barorreflejas +/+ o -/- ya sea que correspondan a aumentos o disminuciones respectivamente.
La ganancia barorrefleja se calcula como la pendiente que se obtiene de la regresión lineal entre RR y PAS.
El coeficiente de correlación mínimo para aceptar una secuencia es de 0.85 ; el cambio mínimo exigido en la presión es 1 mmHg/ciclo [5]. Se permite un desfasaje entre señales de hasta un ciclo (lag 1)[11]. También calculamos el índice de efectividad barorrefleja (IEB) [11] como el número de secuencias barorreflejas sobre el número total de rampas de P.A.S. El índice barorreflejo es un indicador de actividad barorrefleja.
La aplicación de este método para el cálculo de la ganancia con variaciones de presión importantes que se suelen producir durante el ortoestatismo es cuestionable, ya que el promedio de las pendientes podría incluir distintos puntos de operación de la curva de respuesta de la función barorrefleja.

Indice alfa

La ganancia barorrefleja es estimada en el campo espectral por el índice alfa, y por la función transferencia.
El índice alfa [6] se calcula a partir de la estimación de los espectros de potencia de ambas señales, en la banda LF [7], que es la zona del espectro donde se considera que actúa el barorreflejo, como la raíz cuadrada de la relación de las área correspondientes a los espectros RR y P.A.S. Previamente se calcula la coherencia entre ambas señales. Solo se consideran para el cálculo del área aquellos puntos que cumplan con la condición dada (Que la coherencia sea mayor que 0.5).[11]

Función transferencia

La función transferencia se calcula como la relación entre la densidad espectral cruzada entre P.A.S y RR y la densidad espectral de P.A.S. Luego la ganancia es estimada como el promedio de la función ganancia [8] [9] [10] en la misma banda LF, tomando sólo en cuenta los puntos que tienen una coherencia mayor que 0.5. El método de la transferencia aporta además el dato del modulo que sería comparable al alfa, la fase entre las señales.

Población estudiada

Se incluyeron 23 personas en este estudio, entre las cuales formamos tres grupos, el primero de pacientes con antecedentes de síncope pero cuya prueba de tilt test resultó negativa (5 hombres y 5 mujeres), el segundo de pacientes que tuvieron un resultado positivo (2 hombres y tres mujeres), y el tercero de voluntarios sanos (4 hombres y 4 mujeres).

Tareas desarrolladas

Los registros correspondientes a sendos canales fueron particionados en bloques de aproximadamente cinco minutos, chequeando que no existan latidos ectópicos. Para cada paciente se tomó un registro correspondiente a la condición de reposo, y otro segmento representativo que corresponda a los primeros diez minutos de inclinación, y que no tuviera excesivo ruido, ni falta de alguna de las señales (por ejemplo calibración en el canal de presión).

Los tres grupos de pacientes fueron sometidos a la prueba de la camilla basculante según el procedimiento ya descripto y sus registros fueron procesados. Se estimaron para cada paciente la sensibilidad barorrefleja en reposo por el método de las secuencias, el índice alfa y el método de la transferencia. Mediante el método de las secuencias se incluyó el cálculo del índice IEB.

Resultados

En las Fig. 3, 4 y 5 se presentan pantallas correspondientes a los distintos algoritmos que el sistema provee para la estimación de la función barorrefleja.

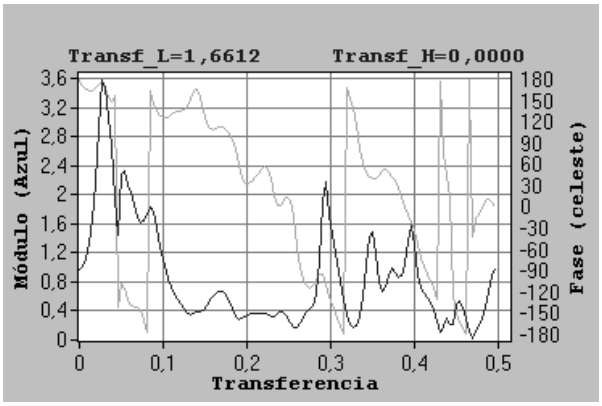


Fig 3 - Función transferencia-tilt test positivo. Solo en una pequeña banda de frecuencias el módulo de transferencia es mayor que cero

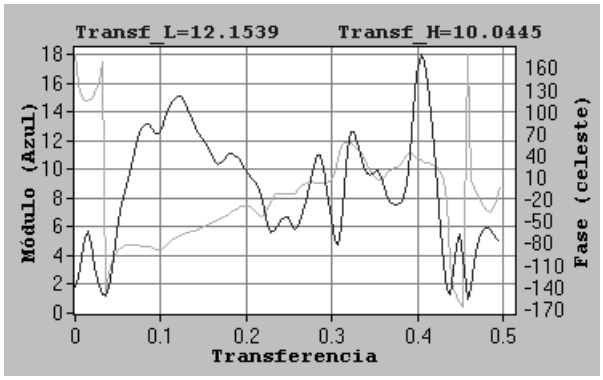


Fig. 4 -Función transferencia tilt test negativo- Aquí la banda de frecuencias donde la transferencia es mayor que cero es mayor

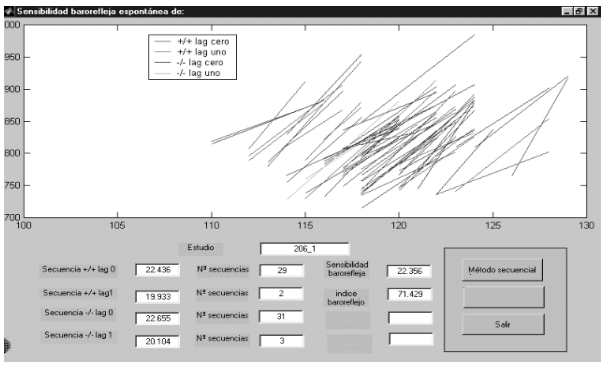


Fig. 5 - Método de secuencias tilt test negativo- Observerse la cantidad de rampas detectadas, esto es indicativo de un alto índice barorreflejo

Dichos valores fueron registrados y analizados estadísticamente. Un resumen de lo obtenido se muestra en la tabla 1. En la parte superior de la misma y bajo el título Posición supina se agrupan los resultados basales, esto es con el sujeto en reposo. En la segunda columna se indica el parámetro medido y el método utilizado. El método de las secuencias incluye también el cálculo del índice de efectividad barorrefleja expresado en porcentaje. En las columnas tercera, cuarta y quinta se vuelcan los resultados discriminados por grupo de pertenencia. Todos estos resultados se muestran también para el paciente en la posición a 75 grados, y se agrupan en la parte inferior de la tabla con el nombre de posición ortostática.

Los valores de ganancia obtenidos por los tres métodos muestran una aceptable correlación entre sí, siendo el método de las secuencias el que muestra mayores valores de ganancia, lo que coincide con lo informado por otros autores.

El resultado del ANOVA (one way) para el índice I.E.B. en la condición basal (df =2 F= 3,9 y p= 0.037) , seguido por el test de Bonferroni (p=0.034) permitiria separar al grupo con resultado positivo del grupo control.

Tabla 1 – Resumen estadístico
Valores medios y desviación estándar de las parámetros obtenidos agrupados según grupo de pertenencia .

	MÉTODOS	Grupo TT+	Grupo TT -	Grupo Control
Pos. Supina	Gan. Sec	19,92 ± 11,24	20,64 ± 15,52	23,45 ± 10,31
	I.E.B. (%)	36,01 ± 8,41	53 ± 22,33	64,85 ± 15,98
	Gan. Alfa	15,6 ± 6,24	16,42 ± 6,01	21,10 ± 9,45
	Gan. Transf.	12,30 ± 8,9	16,96 ± 6,36	18,46 ± 8,01
Pos. Ortostática	Gan. Sec.	2,73 ± 2,59	7,6 ± 1,72	8,16 ± 7,73
	I.E.B.(%)	24,6 ± 8,95	22,6 ± 13,09	26,03 ± 10,45
	Gan. Alfa	4,97 ± 1,83	8,89 ± 3,99	8,237 ± 4
	Gan.Transf.	4,27 ± 1,65	7,73 ± 3,97	6,88 ± 4,02

Discusión

Hemos evaluado a tres grupos de pacientes en su función barorrefleja por medio de tres métodos distintos. Las ganancias obtenidas por distintos métodos tienen una aceptable correlación entre sí ($p<0.05$). El índice de efectividad barorrefleja, se calcula muy fácilmente aprovechando los mismos algoritmos desarrollados para el cálculo de la sensibilidad barorrefleja por el método de las secuencias. Este índice es un indicador de actividad barorrefleja. Su importancia radica en el hecho que sólo algunas de las rampas de presión son seguidas de una rampa refleja en los intervalos RR. Por lo tanto es importante su cálculo en la caracterización de la función barorrefleja. De acuerdo con los resultados obtenidos este índice podría ser usado como una herramienta de diagnóstico para la detección de anomalías en el S.N.A, ya que es los pacientes que hicieron un tilt test positivo mostraron en la posición supina una actividad barorrefleja menor que el resto de los sujetos (36,01±8.41 vs 64.85 ± 15.98). Con relación a la ganancia no hemos encontrado diferencias significativas entre los grupos, si bien otros autores [2] [3] reportan valores con medias, en un caso superiores, y en otro inferiores, para el grupo con tilt test positivo. Sin

embargo sobre esta aparente contradicción podemos decir que, bajo el nombre de síncope neurocardiogénico, se agrupan varios subtipos de síncope cuyos desencadenantes son diferentes, bien podría ser que si los mezclamos, algunos con ganancias aumentadas, y otros con ganancias disminuidas, con otros cuyos valores sean normales sea imposible sacar alguna conclusión válida basada en esa característica. En conclusión si los agrupamos, como si que se tratara de un mismo fenómeno los resultados serán confusos y frustrantes.

Conclusión

Se ha desarrollado un sistema amigable que permite un rápido y preciso cómputo de la ganancia barorrefleja mediante tres métodos no invasivos, lo que permitirá una gran estadística de casos. Este sistema puede ser usado tanto para investigación como para estudios de rutina. Además el cálculo de la ganancia barorrefleja es un parámetro útil para el cálculo de factores de riesgo en enfermedades cardiovasculares. En cuanto a los resultados obtenidos, si bien el índice barorreflejo surge como un parámetro útil en la detección de patologías autonómicas, resultados más concluyentes se obtendrán a partir del análisis de un mayor número de casos.

Referencias

[1] MARIAVITTORIA PITZALIS, GIANFRANCO PARATI, FRANCESCO MASARI, PIETTRO GUIDA, MARCO DI RIENZO, BRIAN RIZZON, PAOLO CASTIGLIONI, MASSIMO IACOVIELLO, FILIPPO MASTROPASQUA , "Enhanced Reflex Response to Baroreceptor Deactivation in Subjects with Tilt-Induced Syncope, *Journal of the American College of Cardiology*, vol 41, no 7, pp 1167-1172,April 2003

[2] J. FREITAS, S. PEREIRA, P. LAGO, O. COSTA, M. J. CARVALHO AND A. FALCA˜ O DE FREITAS, "Impaired arterial baroreceptor sensitivity before tilt-induced syncope", *Europace*, 1998, Vol 1,pp 2-7

[3] MARKUS BÉCHIR, CHRISTIAN BINGGELI, ROBERTO CORTI, RÉMY CHENEVARD, LUKAS SPIEKER, FRANK RUSCHITZKA, THOMAS F. LÜSCHER, GEORG NOLL, "Dysfunctional Baroreflex Regulation of Sympathetic Nerve Activity in Patients WithVasovagal Syncope", *Circulation* ,107 1620-1625 – March 2003

[4] JUAN CARLOS PERFETTO, AURORA RUIZ, JORGE R. MAZZEO, CARLOS D'ATTELLIS – "Robust algorithm to extract systoles and diastoles from continuous blood pressure signal " *Proceedings del XXV Annual IEEE International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society* , Cancún Mexico 2003 –pags 279/282-

[5] PARATI, G.,DI RIENZO,M., MANCIA G.,- "How to measure baroreflex sensitivity: from cardiovascular laboratory to daily life". *J Hypertension*. 18, 7-19 (2000)

[6] PAGANI, M., SOMERS, V. FURLAN,R., DELL'ORTO,S. CONWAY, J.,BASELLI, G., CERUTTI,S., SLEIGHYT,P., MALLIANI, A.,- - "Changes in autonomic regulation induced by physical training in mild hypertension". *Hypertension* 12, 600-610-(1988)

[7] TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY AND THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY – "Heart Rate Variability- Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use", *Circulation Vol 93 Nº5* 1996

[8] SAUL, J. P., BERGER, R. D., ALBRECHT,P., STEIN, S.P., CHEN, M. H. AND COHEN, R. J "Transfer function analysis of the circulation: unique insights into cardiovascular regulation. *Am. J. Physiol*. 261,H1231-H1245 -.(1991)

[9] GERRITSEN, J., TEN VOORDE, B:J, DEKKER, J:M:,KOSTENSE, P.J. BOUTER, LM, HEETHAAR, R:M: "Baroreflex sensitivity in the elderly: influence of age, breathing and spectral methods. Clin. Sci. 99, 371-381-(2000)

[10] RUDIGER,H.,BALD,M. "Spontaneous baroreflex sensitivity in children and young adults calculate in the time and frequency domain- *Autonomic Neuroscience:Basic and Clinical*, 93,71-78-(2001)

[11] MARCO DI RIENZO, PAOLO CASTIGLIONI, GIUSEPPE MANCIA, ANTONIO PEDOTTI, GIANFRANCO PARATI, "Advances in Estimating Baroreflex Function" *IEEE Engineering in Medicine and Biology" March 2001*

IDENTIFICAÇÃO DO PERFIL DE UTILIZAÇÃO DE ÓRTESES NO ÂMBITO DO SISTEMA ÚNICO DE SAÚDE

F. O. Laranjeira, R. T. Almeida

Programa de Engenharia Biomédica, COPPE / UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: flaranjeira@peb.ufrj.br

Orthesis are devices that help people with some kind of disability in activities of daily living, leading to less hospital days and rehabilitation time. The study aims to classify the Brazilian States according to their orthesis use. Cluster analysis, by mean of Average Linkage technique, was applied on data from 2000 Census and from the Outpatient Care Information System of Unified Health System. Six groups were identified and the variables that better discriminated the groups were visual orthesis percent and rate of orthesis by 1000 people. For the latter variable, 17 States had rate bellow the national mean of 9,6 orthesis by 1000 people. The finding pointed out a low utilization and a irregular distribution of orthesis among the states.
***Palavras Chaves*: órteses, avaliação de tecnologias em saúde, reabilitação, análise de agrupamento.**

Introdução

Atualmente, 10% da população mundial, cerca de 600 milhões de pessoas, é portadora de algum tipo de deficiência, que leva a diferentes graus de incapacidades [1]. Nos Estados Unidos, 121 milhões de pessoas são portadoras de algum tipo de deficiência, dos quais 7,4 milhões utilizam órteses para deficiências motoras [2]. No Brasil, pelo Censo de 2000, o número de pessoas portadoras de deficiências é de cerca de 25 milhões de indivíduos [3].

Denomina-se deficiência "qualquer perda ou anormalidade psicológica, fisiológica ou anatômica de uma estrutura ou função" [4]. As deficiências se dividem em: motoras, visuais, auditivas e mentais. Entre elas estão: fraqueza muscular, alteração de tônus, falta de um membro, alterações de fala, visão, audição e cognição. Denomina-se incapacidade "qualquer restrição ou falta de habilidade para exercer uma atividade da forma e na amplitude que são consideradas normais" [4]. Em outras palavras, incapacidades são funções que o indivíduo não é capaz de exercer devido às deficiências que possui, podendo ser relativas às atividades de vida diária (AVDs) ou atividades instrumentais de vida diária (AIVDs) [5]. Órteses são dispositivos, equipamentos ou recursos usados para manter ou aumentar as capacidades funcionais de indivíduos com incapacidades [6]. Elas auxiliam o portador de deficiência, seja ela mental, motora, auditiva ou visual, a realizar AVDs. Tais atividades não seriam realizadas ou seriam realizadas com dificuldade pelo portador de deficiência se não fossem as órteses.

A legislação brasileira assegura a todos os portadores de deficiência diversos direitos, desde vantagens tributárias até pensões e auxílios. Uma das principais diretrizes é o direito ao atendimento médico gratuito, incluindo todos os serviços de reabilitação e a prescrição de órteses e próteses [7]. Mesmo com tais benefícios garantidos pela legislação, observa-se internacionalmente que os portadores de deficiência têm a sua renda familiar comprometida, e deixam de produzir para a sociedade, passando a necessitar de apoio governamental [8]. Com o auxílio das órteses, no entanto, o indivíduo pode retornar para casa e, conseqüentemente, ao mercado de trabalho mais rapidamente, sendo uma alternativa de menor custo para o sistema de saúde, pois leva a menos dias de internação hospitalar e menor tempo gasto com a reabilitação [9].

Este trabalho tem por objetivo identificar o perfil de utilização das órteses nos estados brasileiros e classificá-los de acordo com tal utilização.

Materiais e Métodos

Para este estudo foram utilizados dados do Sistema de Informação Ambulatorial do Sistema Único de Saúde (SIA-SUS) [10] e do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) [3]. Do SIA-SUS as seguintes variáveis foram obtidas: "número de tipos diferentes de órteses", "número de municípios contemplados" e "percentual de órteses visuais", e ainda a quantidade total de órteses aprovadas, sendo os dados relativos ao ano de 2002 para todos os estados, excetuando-se o estado de Sergipe, que não apresentou produção no período. Das bases de dados do IBGE, foi obtido o número total de portadores de deficiência no Brasil e em cada estado, referente ao Censo de 2000, sendo utilizado, juntamente com a quantidade total de órteses, para compor a "taxa de órteses por 1000 deficientes".

Os dados obtidos foram analisados por meio de uma análise de agrupamento, utilizando os métodos: *Average Linkage*, *Ward*, *Single*, *Complete* e *Centróide*, com as distâncias Euclidiana e Manhattan [11]. O número de grupos foi definido por sua replicabilidade nos diferentes métodos e o método *K-means* foi utilizado para confirmar a estrutura dos grupos. As variáveis utilizadas na análise foram antes padronizadas (valor -

média / desvio padrão). O pacote estatístico *freeware* R [12] foi utilizado para a análise.

Resultados

A Tabela 1 mostra a distribuição de todas as variáveis envolvidas no estudo por cada estado, além da quantidade total de órteses, que não fez parte da análise, porém serviu para algumas considerações sobre a classificação. O estado de Roraima foi retirado da análise devido ao número elevado de 340 órteses por 1000 deficientes, o que coloca o estado na condição de *outlier*, não se enquadrando em nenhum grupo. Os dados do Brasil também são apresentados para permitir comparações.

Tabela 1 - Distribuição dos valores das variáveis do estudo e do total de órteses por estado e no Brasil.

Estado	Órteses	Tipos	Mun.	Órteses/def	% Visuais
1. AC	1079	33	1	14.3	0
2. AL	3263	40	2	7.5	45.8
3. AP	1698	1	1	30.2	100
4. AM	986	28	1	2.4	68.2
5. BA	8854	45	5	4.4	3.5
6. CE	15510	38	21	12.4	83.7
7. DF	16002	32	1	59.1	0.2
8. ES	494	29	3	1.0	27.7
9. GO	25	7	2	0.04	0
10. MA	5313	39	2	5.6	2.8
11. MT	4514	50	1	12.4	60.1
12. MS	415	35	2	1.4	38.5
13. MG	43412	49	5	16.7	76.0
14. PA	9714	28	3	8.8	96.2
15. PB	26922	37	3	41.2	93.8
16. PR	42038	52	23	33.1	86.4
17. PE	3343	42	1	2.4	0
18. PI	737	6	1	1.4	91.4
19. RJ	13869	48	4	6.5	37.8
20. RG	71	4	1	0.1	87.3
21. RS	121	23	1	1.1	0
22. RN	787	29	1	3.7	0
23. SC	3321	38	18	4.6	77.9
24. SP	29492	49	22	7.1	33.8
25. TO	1268	11	2	7.1	96.3
Brasil	233248	55	127	9.6	61.7

Legenda: Órteses- quantidade total de órteses aprovadas por estado; Tipos- número de tipos de órteses diferentes; Mun.- número de municípios contemplados; Órteses/def- taxa de órteses por cada 1000 deficientes; %Visuais- percentual de órteses visuais pelo total de órteses aprovadas.

A taxa média de órteses do país é de 9,6 órteses/1000 deficientes, sendo que as taxas por tipo de órtese são: 3,68 órteses motoras/1000 deficientes, 5,94 órteses visuais/1000 deficientes e taxa zero para órteses auditivas.

Os resultados da análise de agrupamento são relativos ao método *Average Linkage* com distância Euclidiana, os quais foram confirmados pelo método *K-means*. Foram identificados seis grupos de estados, sendo que um deles é formado apenas pelo Distrito Federal. O resultado da análise de agrupamento pelo método *Average Linkage* com distância Euclidiana pode ser observado na Figura 1, de acordo com a interface gráfica do pacote estatístico utilizado. Este resultado é obtido a partir das distâncias dos valores apresentados pelos estados investigados em cada uma das variáveis envolvidas, tendo como referência a distância média esperada em cada grupo.

Nas Figuras 2 e 3 pode-se observar diagramas de caixa das variáveis que melhor discriminaram os grupos, "percentual de órteses visuais" e "taxa de órteses por 1000 deficientes", respectivamente. Tais diagramas foram formados após a análise de agrupamento, quando passou-se a considerar os grupos como uma nova variável. Esta foi então relacionada com as variáveis originais, determinando-se assim medidas de tendência central apresentadas pelos grupos, como mediana (linha central do quadrilátero) e segundo e terceiro quartis (linhas delimitadoras do quadrilátero). Além disso permitiu a visualização da discriminação entre os grupos de acordo com tais variáveis. Na Figura 2, pode ser observado que a variável "percentual de órteses visuais" discriminou todos os grupos entre si, com exceção dos grupos 1 e 2, e 5 e 6. Na Figura 3, observa-se que a taxa de "órteses por 1000 deficientes" discriminou os grupos 2 e 6 dos grupos 1 e 5, respectivamente.

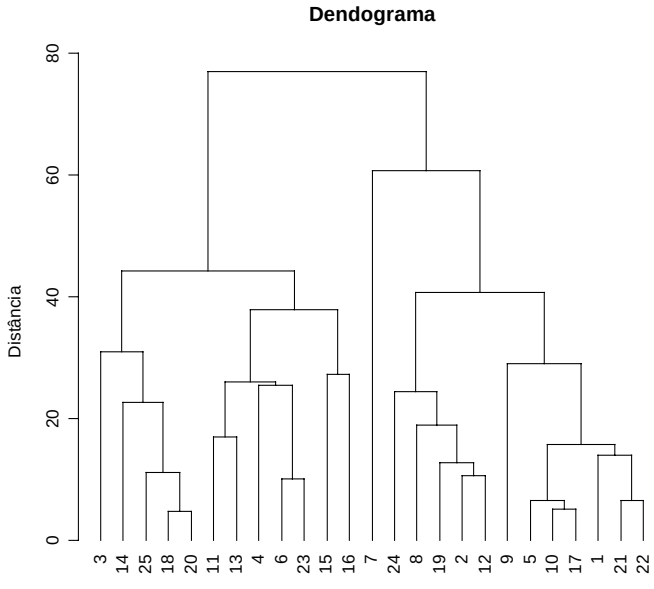


Figura 1. Dendograma do agrupamento segundo o método *Average Linkage* com distância Euclidiana.

O grupo 1 é formado pelos estados: Amapá, Pará, Piauí, Rio Grande do Norte e Tocantins. Este grupo apresentou como principais características: percentual de órteses visuais acima de 87% (Figura 2) e taxa de

órteses por 1000 deficientes abaixo de 10 (Figura 3). O estado do Amapá é uma exceção em função de sua taxa de 30,2 órteses por 1000 deficientes.

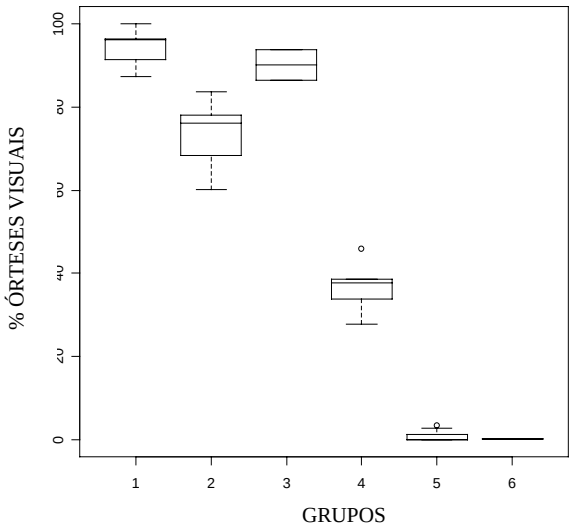


Figura 2. Diagrama de caixa do percentual de órteses visuais por grupo.

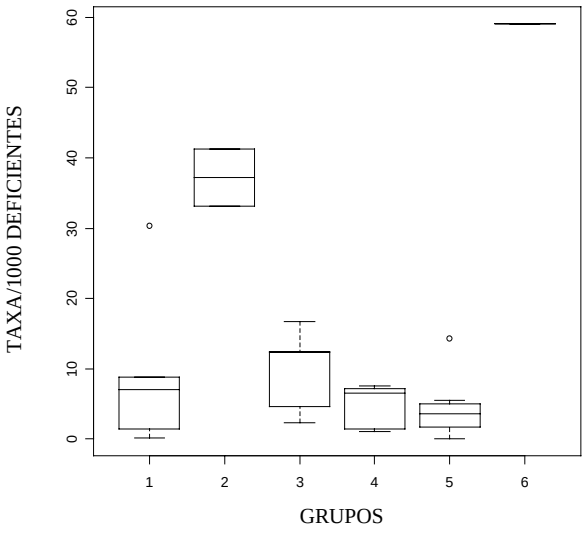


Figura 3. Diagrama de caixa da taxa de órteses por 1000 deficientes por grupo.

O grupo 2 é formado por dois estados, Paraíba e Paraná, que apresentam percentual de órteses visuais de 93,8% e 86,4% respectivamente. A variável que mais discrimina o grupo dos demais é a taxa de órteses, a qual foi de 41,2 e 33,1 órteses por 1000 deficientes, para Paraíba e Paraná, respectivamente.

O grupo 3 é formado pelos estados: Amazonas, Ceará, Mato Grosso, Minas Gerais, e Santa Catarina. Este grupo tem como características percentual de órteses visuais entre 60,1 e 83,7% e taxa de órteses por 1000 deficientes entre 2,4 e 16,7. Neste grupo está incluído o estado de Minas Gerais, que tem a maior produção ambulatorial de órteses, acima de 43.000, sendo que 76% dessas são óculos.

O grupo 4 é formado por: Alagoas, Espírito Santo, Mato Grosso do Sul, Rio de Janeiro e São Paulo. As características principais deste grupo são o percentual de órteses visuais de 27,7 a 45,8% e a taxa de órteses por 1000 deficientes entre 1,0 e 7,5.

O grupo 5 é formado por: Acre, Bahia, Goiás, Maranhão, Pernambuco, Rio Grande do Sul e Rondônia. As características deste grupo são: percentual de órteses visuais entre 0 e 2,8% e taxa de órteses por 1000 deficientes entre 0,04 e 5,6. A Bahia e o Acre aparecem como *outliers* no grupo por apresentarem 3,5% de órteses visuais (Figura 2), e 14,3 órteses por 1000 deficientes (Figura 3), respectivamente.

O Distrito Federal apresentou como características 0,2% de órteses visuais e 59,1 órteses por 1000 deficientes.

Discussão

As órteses são tecnologias extremamente importantes, tanto para os deficientes quanto para os Serviços de Saúde em geral em todo o mundo. Nos últimos anos, tem sido notado o aumento no uso desta tecnologia. Esse aumento se deve, principalmente, aos avanços na legislação, dando mais direitos aos deficientes, e na medicina, aumentando a expectativa de vida da população e fazendo crescer o número de portadores de deficiência [9].

No entanto, as órteses ainda são subutilizadas na maioria dos países, e no Brasil não é diferente [9]. Este fato foi confirmado neste estudo, pois dezessete estados brasileiros ficaram abaixo da média de utilização nacional, que é de 9,6 órteses por 1000 deficientes (Tabela 1). Comparando-se a taxa média do Brasil por tipo de órtese com a dos Estados Unidos, tem-se, respectivamente, 3,68 e 46,1 órteses motoras por 1000 deficientes; 5,94 e 2,0 órteses visuais por 1000 deficientes; e 0 e 17,3 órteses auditivas por 1000 deficientes. Estes valores denotam uma grande diferença entre os dois países.

A mesma discrepância também ocorre entre os estados brasileiros. Com relação às órteses motoras, o Distrito Federal aparece como tendo a melhor distribuição de órteses do país, com uma taxa de 59,1 órteses por 1000 deficientes (maior do que a média americana). Porém, esta taxa pode estar refletindo uma falsa realidade de boa cobertura, uma vez que o Distrito Federal, por possuir um centro de referência nacional (Rede Sarah de Reabilitação), recebe pacientes de diversas regiões do país. Com isto, a taxa de utilização de órteses para os residentes pode ser inferior. Em oposição ao Distrito Federal encontra-se Goiás e Rio Grande do Norte, entre outros, que utilizaram apenas 25 e 71 órteses, com taxas de 0,04 e 0,1 órteses por 1000 deficientes, respectivamente.

A utilização das órteses visuais predominou nos grupos 1, 2 e 3, variando entre 60 e 100% do total de

órteses, destacando-se o Amapá (grupo 1), no qual 100% das órteses são visuais.

Com relação às órteses auditivas, não foi encontrado registro em nenhum estado brasileiro, na base do SIA-SUS. No entanto, as órteses auditivas são as mais freqüentes na lista de órteses registradas pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), o que representa cerca de 70% do total de órteses com registro no mercado nacional [13].

É necessário considerar, no entanto, que todos os achados deste estudo foram obtidos em bases de dados que têm limitações. Como exemplo de limitação, têm-se a possível subestimação dos dados do IBGE com relação ao percentual de deficientes no Brasil (14%). Este percentual parece pequeno quando comparado ao dos Estados Unidos, onde 25% da população são portadores de deficiência. Uma das causas para a subestimação destes dados seria os entrevistados ignorarem o conceito de deficiências. Outra possível causa é o fato de as estatísticas sobre os portadores de deficiência serem obtidas do questionário geral do Censo [3], não existindo, portanto, uma pesquisa exclusiva para as deficiências. Outra possível limitação dos dados está associada ao subregistro do número de órteses na base do SIA-SUS, fato que é relatado na literatura para diferentes bases de dados de produção do SUS [14].

O principal achado deste estudo é a baixa utilização de órteses no país. Algumas possíveis causas para esta subutilização seriam: a falta de informação dos profissionais quanto à eficácia das órteses na reabilitação dos indivíduos; a falta de investimentos na pesquisa e no desenvolvimento desta tecnologia no país; e a pouca diversidade de órteses disponíveis na tabela de procedimentos do SUS e no mercado nacional.

Diante destes achados, caberia investigar melhor as dificuldades dos profissionais em serviços do SUS, objetivando conhecer um pouco mais sobre a realidade das prescrições de órteses e a falta de informação desses profissionais. Outro aspecto a ser investigado seria a diversidade de órteses no mercado, com o propósito de subsidiar políticas de pesquisa e desenvolvimento, como também a alocação de recursos em saúde, visando à eqüidade na distribuição de órteses pelo SUS.

Referências

[1] WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO), DISABILITIES, Internet site address: http://www.who.int/ acessado em 04/12/2003.

[2] NATIONAL CENTER FOR HEALTH STATISTICS (NCHS). Disabilities / Impairments. Centers for Disease Control and Prevention (CDC), Internet site address:http://www.cdc.gov/nchs/fastats/disable.htm acessado em: 04/12/2003.

[3]INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA (IBGE), Internet site address: http://www.ibge.gov.br/ acessado em 10/01/2004.

[4] WORLD HEALTH ORGANIZATION, *International Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps*. Geneva: WHO, 1993.

[5]LA PLANTE, M.P., MILLER, K.S, "People with Disabilities in Basic Life Activities in the U.S.", *Disability Statistics Abstract*, Number 3, April 1992.

[6] ASSISTIVE TECHNOLOGY ACT. S.2432. Washington, 1998. Internet site address: http://section508.gov/docs/AT1998.html, acessado em 15/04/2004.

[7] COORDENADORIA NACIONAL PARA INTEGRAÇÃO DA PESSOA PORTADORA DE DEFICIÊNCIA – CORDE. Lei nº 7.853/89 Decreto nº 914/93. Brasília, 1994.

[8] LA PLANTE, M.P., RICE, D.P., KRAUS, L.E., "People With Activity Limitations in the U.S", *Disability Statistics Abstract*, Number 2, December 1991.

[9] RUSSEL, J.N., HENDERSHOT, G.E., LE CLERE, F., et al, "Trends and differential use of assistive technology devices: United States, 1994", *Advance data from vital and health statistics*, Number 292. National Center for Health Statistics, 1997.

[10] MINISTÉRIO DA SAÚDE, SISTEMA ÚNICO DE SAÚDE, DATASUS, INFORMAÇÃO EM SAÚDE, Internet site address: http://www.datasus.gov.br/ acessado em 28/11/2003.

[11]JOHNSON, R.A., WICHERN, D.W., Applied Multivariate Statistical Analysis. New Jersey: Prentice Hall, 3rd edition, 1992.

[12] R PROJECT FOR STATISTICAL COMPUTING, Internet site address: http://www.r-project.org/ acessado em 01/12/2003.

[13] AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, PRODUTOS CORRELATOS PARA SAÚDE, Internet site address: http://www.anvisa.gov.br/scriptsweb/correlato/correlato.htm acessado em 15/01/2004.

[14]VERAS, C.M.T., MARTINS, M.S., "A confiabilidade dos dados nos formulários de Autorização de Internação Hospitalar (AIH), Rio de Janeiro, Brasil", *Cadernos de Saúde Pública*, Volume 10, Número 3, Julho 1994.

ANÁLISE DOS REQUISITOS TECNOLÓGICOS PARA IMPLEMENTAÇÃO DE SEGURANÇA FIM-A-FIM EM IMAGENS MÉDICAS

L.O.M. Kobayashi *,***, G.H.M.B. Motta** e S. S. Furuie*,***

* Instituto do Coração (InCor) HC-FMUSP, São Paulo, Brasil
** Universidade Federal da Paraíba/Departamento de Informática, João Pessoa, Brasil
*** Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, Brasil

e-mail: luiz.kobayashi@incor.usp.br

Abstract: Privacy and security of medical images have always been a major source of concern. However, the solutions proposed so far address only a tiny portion of a wider security scenario. There is still a need for a more complete solution, enabling a secure end-to-end exchange of medical images. To achieve such goal, there is a need to establish the security requirements in a clear fashion. This article presents a high level overview of the main issues to considered for the implementation of security measures to ensure protection of medical images at adequate levels. Each security service is defined and a set of prerequisites is laid for the deployment of security measures in a healthcare environment.
***Palavras Chaves*: segurança, privacidade, confidencialidade.**

Introdução

A preocupação com a privacidade do paciente e a confidencialidade das informações relativas à sua saúde são bastante antigas e aparecem desde o Juramento de Hipócrates [1]. Com a introdução das modernas tecnologias de informação e comunicação no campo médico, tal preocupação se acentua [2], por causa da facilidade com que as informações podem ser consultadas e trocadas intra-institucionalmente e interinstitucionalmente. Em particular, informações complexas como imagens médicas merecem especial atenção, uma vez que manipulações não autorizadas podem causar danos de ordem física e moral ao paciente.

As primeiras discussões sobre o tema dentro do contexto de informática em saúde surgiram em 1974 [3], [4], [5], [6], [7]. Posteriormente, foram publicados artigos [8], [9], [10], [11] que definem os serviços de segurança necessários à proteção de informações clínicas do paciente. Paralelamente, soluções de segurança específicas para imagens médicas [12], [13], [14], [15] foram implementadas, considerando diferentes aspectos do problema e em vários ambientes.

Entretanto, não há um consenso sobre o escopo de cada serviço de segurança, nem há uma proposta de solução que considere todo o processo, desde a geração da imagem, até a sua disponibilização final para os usuários de direito, garantindo a segurança fim-a-fim das imagens médicas. Um dos motivos é a ausência de uma análise dos requisitos que tal solução deve atender. Assim, este trabalho tem por objetivo apresentar os requisitos necessários para possibilitar segurança fim-a-fim de imagens médicas, considerando o contexto de segurança e de seus serviços de uma forma ampla e em alto nível em ambientes informatizados na área de saúde.

A Segurança em Sistemas de Informação

A segurança de um sistema de informação pode ser definida como a capacidade de evitar que atacantes atinjam os seus objetivos através de acesso não autorizado ou uso ilegítimo do sistema através dos seus computadores ou de suas redes de comunicação [16].

Cabe ressaltar que o uso de ferramentas tecnológicas é uma condição necessária, mas não suficiente para uma implantação eficaz de segurança. Também é necessária uma estrutura organizacional que estabeleça políticas e mecanismos (entidades e procedimentos) que norteiem e definam a visão sobre a segurança dentro da instituição. Tais políticas serão representadas por modelos de segurança, que poderão ser implementados em sua parte ou totalidade através de meios tecnológicos.

Além disso, a implantação de segurança não deve ser vista como um projeto fechado, mas sim um processo cíclico e permanentemente em aberto, incluindo, mas não se limitando a, planejamento das necessidades de segurança, análise de risco, análise de custo-benefício, estabelecimento de políticas de segurança, implementação, auditoria e resposta a incidentes. [17]

Problemas de Segurança em Ambientes Informatizados na Área de Saúde

Para segurança eficaz, é interessante analisar as características dos ambientes em que ela será implementada. Existe uma série de problemas que podem se tornar fontes potenciais de falhas de segurança, que devem ser reduzidas a um nível mínimo ou ao menos gerenciável. Dentre elas, pode-se citar:

Aumento no tamanho e complexidade: motivada pela velocidade com que a área de tecnologia de informação cresce e pela substituição de soluções monolíticas por

soluções componentizadas, a complexidade dos ambientes informatizados e a sua manutenção também aumentam, necessitando de um gerenciamento de suas vulnerabilidades.

Velocidade de mudanças no negócio: os fluxos de negócios mudam com uma velocidade muito maior do que alguns anos atrás, significando que a configuração dos sistemas de informação também tenham que se ajustar com a mesma velocidade. Para a área médica, isso não é exceção, embora tais mudanças ocorram a uma velocidade menor. Para uma arquitetura de segurança, isso significa administração descentralizada e uma delegação extensiva de privilégios administrativos, ao mesmo tempo em que implica mudanças mais freqüentes de lógica de decisão de controle de acesso.

Múltiplos repositórios de usuário: aplicações convencionais relativas a imagens médicas costumam ter os seus próprios repositórios de contas de usuários, usados para autenticar e recuperar credenciais. Possuir múltiplos repositórios é uma fonte potencial de inconsistências sobre os papéis do usuário dentro do sistema de informações hospitalar como um todo. O mesmo usuário tem diferentes nomes, senhas e papéis dependendo da aplicação. Isso também causa um trabalho maior para o gerenciamento de tais informações, pois o administrador tem que rastrear as mudanças sobre um dado usuário em vários sistemas distintos, o que pode ser outra fonte de erros, além de ser um incômodo para os usuários, que têm de memorizar múltiplas senhas e nomes de usuários.

Lógica embutida para acesso a informações: as aplicações comuns de imagens médicas costumam ter a sua própria lógica de decisão de controle de acesso, embutida dentro da própria aplicação. Assim, os administradores de segurança são obrigados a configurar o controle de acesso aplicação por aplicação, sendo passível de causar várias falhas e desconforto para os usuários.

Ausência de interfaces de administração: usualmente cada sistema de imagens tem o seu próprio sistema de administração. Assim, não existe um ambiente único de administração das aplicações, favorecendo o aumento das fontes de falhas de segurança.

Modelos inconsistentes de segurança: por causa das múltiplas representações do mesmo usuário, que são também dependentes da aplicação, é comum haver vários modelos inconsistentes de segurança coexistindo dentro da instituição.

Controle de acesso binário: para a maioria das aplicações de imagens médicas, o acesso é binário. Entretanto, para um ambiente hospitalar, o acesso deve ser mais flexível, pois a dependência do controle de acesso ao contexto faz com que não haja um limite bem definido sobre os recursos e informações que um usuário pode ter acesso ou não.

Administração genérica de segurança: freqüentemente, o modelo de segurança é genérico e de baixo nível, com as regras de segurança ligadas a atributos dos usuários e de objetos e interfaces.

Autenticação não-configurável: a maior parte das aplicações existentes na área de imagens médicas não permite a configuração do seu método de autenticação. Assim, nem sempre é possível implementar recursos adicionais para esse serviço, como o uso de biometria ou de *smart cards*.

Granularidade do controle de acesso: é difícil, em um meio heterogêneo como a área de saúde, agrupar ou separar grupos de usuários e recursos sem levar em conta o contexto do acesso. Para várias aplicações, o controle de acesso define apenas um nível de detalhe simples, ignorando a necessidade da existência de maior profundidade nos níveis de detalhe para controle de acesso a recursos.

Armazenamento de imagens vinculadas fragilmente com as informações sobre o paciente: muitas vezes, não é possível identificar corretamente as imagens relativas ao paciente. Em outros casos, o vínculo entre a imagem e o paciente é bastante frágil, podendo ser quebrado com facilidade. Isso obriga uma verificação constante da consistência de tal vínculo.

Adulteração das imagens armazenadas: o modo como as imagens são usualmente armazenadas possibilita a sua modificação, que pode ser indevida, provocando até mesmo a sua inutilização. Assim, os controles comumente realizados pelos administradores nem sempre são satisfatórios para uma prevenção adequada de adulterações.

Indisponibilidade das informações necessárias: em situações críticas (e. g., emergência), o acesso às informações é vital. Entretanto, nem sempre o usuário consegue ter tal acesso porque a informação se encontra indisponível.

Desta forma, torna-se necessário definir um conjunto de serviços de segurança que permitam, individualmente ou juntos, lidar com esse cenário.

Definição dos Serviços de Segurança

Apesar de existir um certo consenso sobre quais os serviços de segurança necessários, as definições sobre cada um deles costumam ser bastante vagas e não raramente possuem sobreposição de domínios. Assim, é desejável uma definição mais precisa de cada um dos serviços de forma que sejam independentes uns dos outros, embora alguns possam estar mais estreitamente relacionados entre si.

Para fins deste artigo, propõem-se as seguintes definições:

Privacidade: é o direito de indivíduos, grupos ou instituições de determinarem por livre arbítrio quando, como e em que extensão informações a seu respeito são transferidas para outros. [18]

Confidencialidade: Seja X um conjunto de entidades e I alguma informação. I possui a propriedade de confidencialidade em relação a X se nenhum membro de X é capaz de obter a informação I.

Integridade: Seja X um conjunto de entidades e I alguma informação ou recurso. I possui a propriedade de integridade com relação a X se todos os membros de X confiam em I.

Autenticidade: Seja X um conjunto de entidades e I alguma informação gerada por uma entidade V, não necessariamente pertencente a X. I possui a propriedade de autenticidade com relação a X se todos os membros de X são capazes de determinar de forma inequívoca que V gerou a informação I. É um serviço similar à Garantia de Autoria.

Controle de Acesso: Seja X um conjunto de entidades e I alguma informação ou recurso. I possui a propriedade de controle de acesso em relação a X se nenhum membro de X é capaz de acessar I sem autorização.

Disponibilidade: Seja X um conjunto de entidades e I um recurso ou serviço. I possui a propriedade de disponibilidade em relação a X se todos os membros de X podem acessar I.

Garantia de Autoria (Não-repudiação): Seja X um conjunto de entidades e I alguma informação gerada por uma entidade V, não necessariamente pertencente a X. I possui a propriedade de não-repudiação com relação a V se não existe uma forma F tal que V possa invalidar o reconhecimento correto de algum membro de X sobre a origem da informação I.

Auditabilidade: Seja X um conjunto de entidades, V uma entidade, I um recurso, serviço ou informação e Y um conjunto de ações que V executou sobre I. I possui a propriedade de auditabilidade com relação a X se todos os membros puderem obter o conhecimento acerca de Y.

Requisitos Tecnológicos para Segurança Fim-a-Fim

Existem várias medidas que podem ser tomadas para aumentar a segurança em dados de saúde [19]. Baseando-se nos conceitos apresentados anteriormente, propõe-se estabelecer os seguintes requisitos como sendo os requisitos mínimos para uma implementação de um ambiente com segurança fim-a-fim em imagens médicas:

Confidencialidade: deve haver proteções físicas e lógicas contra acessos clandestinos a imagens, estejam elas armazenadas em algum meio, ou sendo transmitidas por canais de comunicação.

Integridade: deve haver mecanismos para evitar a adulteração de imagens médicas e/ou para detectar a adulteração.

Autenticidade - autenticação: deve ser flexível, com a possibilidade de abstração de forma que admita várias formas de interação com o usuário (e. g., biometria). A mesma coisa vale em caso de autenticação de recursos e processos.

Autenticidade - garantia de autoria: deve possibilitar um vínculo forte entre autor e informação, inclusive na transmissão de dados.

Controle de acesso: deve estar consistente com as medidas organizacionais, de acordo com a política institucional. Deve ser decidido com base em: credenciais de segurança do usuário, políticas de segurança da instituição e restrições inerentes ao fluxo de negócio, abstraindo o modelo de acesso ao nível de fluxo de negócio. Isto permitirá a criação de uma autoridade única e consistente de gerenciamento de papéis e credenciais do usuário.

Auditabilidade: ela deve estar presente juntamente com o controle de acesso, para o registro das ações realizadas pelo usuário.

Além disso, podem existir outros requisitos, tais como:

Garantia de implementação: verificação, através de provas formais, e/ou validação extensiva através de testes sistemáticos e exaustivos.

Gerenciamento centralizado e flexível das regras de negócio: com base nos serviços de segurança citados, deve ser criada uma infra-estrutura que permita administrar os sistemas de forma centralizada, ao mesmo tempo em que permite ser suficientemente flexível para se adaptar a mudanças na regra de negócio.

Nível de complexidade: para que um sistema crítico como um sistema relativo à saúde seja confiável, é necessário que ele tenha baixa complexidade. É desejável também que ele tenha modularidade para que cada aspecto de segurança possa ser tratado de maneira mais independente possível.

Transferência de dados: para dificultar o acesso de entidades não autorizadas a informações do sistema, deve-se evitar a transferência e o armazenamento desnecessário de dados. Um exemplo é implementar mecanismos para evitar a realização de identificações desnecessárias pelo sistema.

Aderência a padrões e leis: deve-se estar de acordo com os padrões e leis vigentes, para que exista o respaldo legal às informações trafegadas e armazenadas. A adoção de padrões possibilita também a interoperabilidade entre sistemas heterogêneos.

Conclusão

Este artigo mostrou algumas das principais deficiências que os sistemas de informação hospitalar costumam apresentar com relação às imagens médicas. Com base nisso, foram identificados os requisitos necessários para o desenvolvimento e a implantação de uma solução ampla que permita a segurança fim-a-fim das imagens médicas dentro do ambiente institucional.

O próximo passo é demonstrar a exeqüibilidade da solução e refiná-la de forma a atender de forma satisfatória ao contexto de segurança em que atua.

Referências

[1] JURAMENTO DE HIPÓCRATES, Internet Site address: http://www.gineco.com.br/jura.htm acessado em 07/05/2004.

[2] MAY T.T., “Medical information security: the evolving challenge”, *Security Technology, Proceedings,*

32nd Annual International Carnahan Conference on, 1998, pp. 85-92.

[3] DINKLO J.A., "Confidentiality of medical data in the usage of data Banks", in: ANDERSON J. and FORSYTHE J.M. (Eds.), *MEDINFO 74*, North–Holland, Elsevier, Amsterdam, 1974, pp. 181–187.

[4] THOME R., "Protection and confidentiality of medical data: I efficient data protection through project-specific combination of methods", in: ANDERSON J. and FORSYTHE J.M. (Eds.), *MEDINFO 74*, North–Holland, Elsevier, Amsterdam, 1974, pp. 189–191.

[5] BOHM K., "Protection and Confidentiality of Medical Data: II Simple Methods for Meeting Users Needs'", in: ANDERSON J. and FORSYTHE J.M. (Eds.), *MEDINFO 74*, North–Holland, Elsevier, Amsterdam, 1974, pp. 193-196.

[6] FISCHER T.H., HELMBOCK J.M., "Data privacy and data security in Kiel KIS", in: ANDERSON J. and FORSYTHE J.M. (Eds.), *MEDINFO 74*, North–Holland, Elsevier, Amsterdam, 1974, pp. 197-199.

[7] YANEZ L.M., "Introduction of a user-oriented THIS into a community hospital setting: confidentiality and security", in: J. Anderson and J.M. Forsythe (Eds.), *MEDINFO 74*, North–Holland, Elsevier, Amsterdam, 1974, pp. 201–206.

[8] BLOBEL B., ROGER-FRANCE F., "A systematic approach for analysis and design of secure health information systems", *International Journal of Medical Informatics* 62:51-78, 2001.

[9] RINDFLEISCH, T.C., "Privacy, Information Technology, and Health Care". *Communications of the ACM*, 40(8): 93-100, 1997.

[10] WANG, C.X., "Security issues to tele-medicine system design". *Southeastcon '99, Proceedings, IEEE*, 106 – 109, 1999.

[11] AL-SALQAN, Y.Y. "Security and Confidentiality in Healthcare Informatics". *7th Workshop on Enabling Technologies (WETICE '98), Infrastructure for Collaborative Enterprises, Proceedings on*, 371-375.

[12] ZHOU X.Q., HUANG H.K. 2001. "Authenticity and integrity of digital mammography images", *Medical Imaging, IEEE Transactions on.* 20(8):784 – 791.

[13] COATRIEUX G., MAITRE H., SANKUR B., ROLLAND Y., COLLOREC R., "Relevance of watermarking in medical imaging", *Information Technology Applications in Biomedicine, 2000. Proceedings. 2000 IEEE EMBS International Conference on* , pp 250 – 255, 2000.

[14] SUN M., SHI Y., LIU Q., SCLABASSI R.J., "Sample domain integration of medical data for multimedia diagnosis", *Multimedia Signal Processing, 2002 IEEE Workshop on*, pp 363 – 366, 2002.

[15] CAO F., HUANG H. K., ZHOU X. Q., "Medical image security in a HIPAA mandated PACS environment", *Computerized Medical Imaging and Graphics, Volume 27, Issues 2-3, March-June 2003,* pp 185-196, 2003.

[16] HOWARD J., *An Analysis of Security Incidents on the Internet 1989-1995*, Carnegie Mellon University, 1997.

[17] MARGI C.B., *Curso de Segurança em Sistemas e Redes de Computadores – Conceitos Gerais*, EPUSP, 2002.

[18] RUGGIERO W.V., *Segurança – Definições Básicas*, EPUSP, 2002.

[19] PFITZMANN A., PFITZMANN B., 'Technical Aspects of Data Protection in Health Care Informatics', *Advances in Medical Informatics*. 368-386, 1992.

CLASSIFICAÇÃO AUTOMÁTICA DA DENSIDADE MAMOGRÁFICA POR TÉCNICA DE PROCESSAMENTO DE IMAGEM

R. B. Medeiros*, H. Schiabel**, F. L. S. Nunes***, F. F. R. Alves*, S. Elias*, F. Fingerman*, Milani V*.

*Escola Paulista de Medicina – UNIFESP, Depto. Diagnóstico por Imagem, São Paulo/SP
**Escola de Engenharia de São Carlos – USP, Depto. Engenharia Elétrica, São Carlos/SP
***Fundação de Ensino Eurípides Soares da Rocha, Marília/SP, Brasil

e-mail: homero@sel.eesc.usp.br, rbitelli.ddi@unifesp.epm.br

Abstract: The current work goals to classify through digital quantification method the breast tissue composition using digital images or digitized mamograms. A software was developed in order to classify images in four categories of densities: adipose tissue, partially adipose tissue, partially dense tissue and dense tissue. The quantification avoids the subjectivity presented by specialists readings and can contribute to select operational conditions that are able to optimize doses and generate images with high quality.

***Palavras-Chave*: densidade mamográfica, processamento digital, imagem mamográfica, imagem digital.**

Introdução

A qualidade da imagem mamográfica, caracterizada principalmente pelo contraste das estruturas, tem sido foco de preocupação dos especialistas já que o tecido mamário normal e o patológico possuem densidades radiológicas semelhantes. Os principais fatores técnico-operacionais que podem limitar o contraste incluem energia do feixe, intensidade de radiação medida pelo produto da corrente pelo tempo de exposição (mAs), compressão, intensidade de radiação espalhada e composição da mama. Estes parâmetros podem levar à perda do contraste da imagem, especialmente quando as condições de exposição levam a uma redução da densidade óptica em tecidos contendo lesão.

Um dos avanços recentes da mamografia, aprovado pelo órgão controlador norte-americano FDA (*Food and Drug Administration*) é a mamografia digital de campo total que é considerada a tecnologia de imagem com o melhor potencial para melhorar a detecção e o diagnóstico do câncer de mama[1,2,3]. A eliminação das limitações de processamento químico de filmes e a utilização dos recursos de pós-processamento da imagem depois da sua aquisição digital reduzirão consideravelmente o número de imagens tecnicamente insatisfatórias, reduzindo perdas e custos envolvidos na repetição de exames.

Estudos de avaliação dos limites de detecção de estruturas em sistemas convencionais e digitais têm sido realizados por meio de simuladores[4]. O simulador antropomórfico simula a imagem detalhada de uma mama comprimida de 5,0 cm de espessura, 50% glandular e 50% adiposa. Consiste de um molde plástico de tecido mamário-equivalente e uma camada de alta resolução em detalhes (composta por um filme radiográfico contendo uma amálgama mercúrio-prata estável), anexados a um estojo acrílico protetor. Juntos, estes componentes produzem imagens radiográficas que são muito similares a uma mamografia de uma paciente com a referida composição mamária. Sabemos que tanto a variação da espessura quanto variações na composição da mama podem implicar modificação no contraste da imagem e na dose de radiação. A seleção do modo de operação do equipamento mais adequado à composição das mamas densas ou lipo-substituídas visa à otimização das doses de radiação e a qualidade da imagem. Inclui a seleção automática de combinações de filtros e alvos que modificam o espectro da radiação. A forma de seleção se baseia na experiência do operador que identifica a espessura e a composição da mama quase sempre de forma subjetiva.

Em se tratando de imagens digitais, esta subjetividade poderia ser superada por uma pré-análise da imagem digital através de um procedimento automático de investigação computacional que classificaria a mama em 4 grupos: lipo-substituída, parcialmente lipo-substituida, parcialmente densa e densa[5]. Sendo previamente conhecida a composição da mama, seria possível otimizar a qualidade e avaliar com precisão as doses médias glandulares uma vez que estas dependem da atenuação da radiação no tecido mamário. Além disso, tal procedimento poderia ser útil em avaliações de concordância do diagnóstico nas diferentes condições de exposição para mamas classificadas nos 4 grupos. Para tanto devem ser levadas em conta as condições técnicas (tensão e mAs) de forma a tratar a imagem de forma normalizada.

Ademais, considerando, ainda, o desenvolvimento e utilização de esquemas computadorizados de auxílio ao diagnóstico (CAD, de *Computer Aided Diagnosis*) em mamografia, a incorporação de uma pré-analise das

imagens que formam a base de dados, assim como a definição objetiva da composição da mama, pode auxiliar na aplicação das técnicas de processamento convenientes ao tipo de imagem sob investigação, possibilitando aumentar a sensibilidade do esquema, além de permitir um melhor delineamento de estudos de terapêutica hormonal à paciente em cuja mama forem detectados certos tipos de lesões.

Por essa razão, o presente trabalho objetiva estabelecer a quantificação da composição da mama em 4 grupos por meio de um procedimento computacional de análise da imagem digital. A proposta é classificar tal composição de acordo com porcentuais de níveis de cinza da imagem mamográfica em quatro categorias: adiposa (< 25% de densidade), parcialmente adiposa (25 a 50%), parcialmente densa (25 a 75%) e densa (> 75% de densidade). A não subjetividade na definição da composição da mama poderá contribuir para uma adequada seleção das condições técnico-operacionais do sistema mamográfico, propiciando uma otimização das doses de radiação e da qualidade das imagens.

Materiais e Métodos

Dez imagens de mama correspondentes a cada grupo daqueles considerados acima foram selecionadas por meio de análise subjetiva e classificadas por três especialistas na área. A seguir, estas imagens foram digitalizadas num *scanner* laser Lumiscan75, com 12 bits de resolução de contraste e 0,075 mm de resolução espacial, sendo gravadas em formato TIFF. As imagens foram, então, submetidas a uma técnica de processamento digital para investigar as variações de densidade, analisando as variações de níveis de cinza. A fig. 1 ilustra a tela do programa.

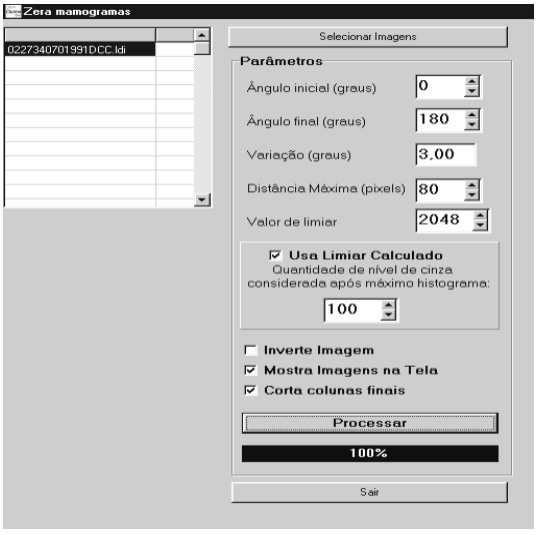


Figura 1: Tela para seleção de parâmetros utilizados no procedimento de eliminação do fundo do mamograma.

Antes, porém, da aplicação dessa técnica, todas as imagens foram submetidas a um procedimento de eliminação das "estruturas" de fundo dos mamogramas: marcações, indicações apostas ao filme durante a exposição para identificação de posicionamento, etiquetas com dados da paciente, etc. Assim, apenas a região correspondente à mama realmente permanece na imagem. A fig. 2 apresenta um diagrama esquemático com a seqüência de eventos implementada para efetuar tal procedimento.

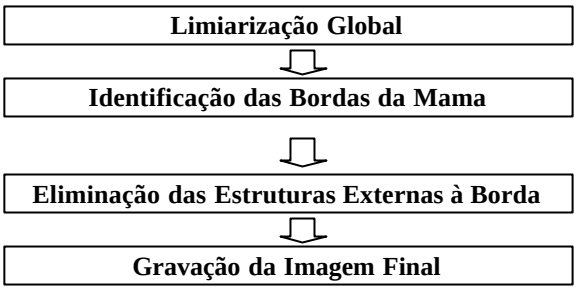


Figura 2: Diagrama esquemático do procedimento de eliminação do fundo da imagem mamográfica.

Na **Limiarização global,** após a seleção dos parâmetros mostrados na fig. 1, o intuito é obter como resultado uma imagem binária. O valor de limiar usado inicialmente corresponde ao nível de cinza que gera um valor máximo no histograma da imagem, somado a um deslocamento, fornecido como parâmetro. No entanto, este valor pode ser alterado, caso seja necessário. Após a limiarização, um procedimento especial para verificação das bordas do mamograma é executado. Como geralmente há uma área não utilizada nas bordas do filme mamográfico, este procedimento verifica a média de nível de cinza das linhas e colunas mais externas da imagem e seleciona a linha e a coluna iniciais, como sendo aquelas cuja média de cinza ultrapassa uma determinada porcentagem da escala de contraste utilizada. Em seguida, procede-se à **identificação das bordas da mama** a partir da imagem binária resultante da etapa anterior com o objetivo de encontrar as fronteiras da mama na imagem digitalizada. A partir de um ponto central $\boldsymbol{P_0}$, o procedimento desenha linhas radiais na imagem, obedecendo a uma variação em graus. O ponto inicial de cada linha é sempre $\boldsymbol{P_0}$, definido pela posição apresentada na equação (1). A partir desta posição é calculada a localização do próximo ponto, composto por uma nova linha e uma nova coluna, definidas pelas equações (2) e (3), respectivamente. O ponto final consiste no primeiro ponto preto encontrado na direção da linha.

$$P_0 = (\frac{L_f - L_c}{2}, C_f) \quad (1)$$

onde: P_0 = ponto central de onde partem as linhas radiais; L_f = linha final da imagem; L_c = linha inicial da imagem; C_f = coluna final da imagem.

$$L_i = L_{i-1} - senq \quad (2)$$

onde: L_i = linha na iteração i; L_{i-1} = linha na iteração i-l;q = ângulo de inclinação da linha desenhada.

$$C_i = C_{i-1} - \cos q \qquad (3)$$

onde: C_i = coluna na iteração *i;* C_{i-1} = coluna na iteração *i-1;* q = ângulo de inclinação da linha desenhada.

Para a **eliminação das estruturas externas à borda**, todos os pixels que se localizam à esquerda da borda da mama, assim como os pixels externos às bordas da imagem digitalizada (estabelecidos por L_c, C_c, L_f e C_f) têm seu valor alterado para zero, o que faz com que sejam desconsiderados no cálculo da densidade da mama, executado posteriormente. É importante observar que se a imagem for de mama esquerda, deverá ser invertida. A inversão deve ser indicada na tela de parâmetros (Fig. 1), sendo que a técnica encarrega-se de realizar esta tarefa. Finalmente, na **gravação da imagem final,** a imagem resultante do processo acima é gravada em dois formatos: TIFF e BMP. As imagens do primeiro tipo são as utilizadas para o cálculo da densidade mamária e o formato BMP é usado para facilitar a documentação e visualização dos resultados da técnica. Um exemplo de imagem resultante final é apresentado na fig.3.



Figura 3: Exemplo da imagem resultante final, com a borda da mama delimitada e com a estrutura de fundo eliminada.

Uma vez executada a etapa exemplificada acima, as imagens resultantes devem ser submetidas ao procedimento que calcula as densidades relativas presentes. Os parâmetros para execução dessa etapa são mostrados na tela do programa, reproduzida na fig. 4.

No ajuste dos parâmetros, o aspecto mais importante é a escolha do valor de *Limiar*, mostrado na fig. 4. Trata-se de um valor que, teoricamente, está situado entre 0 e 3800 (máximo da escala de níveis de cinza do digitalizador), o qual indica o limite para cálculo da densidade: os pixels abaixo deste valor são considerados como tecido adiposo e os acima, como tecido fibroglandular (respectivamente mais escuro e mais claro na imagem. Após a escolha desse valor, inicia-se a execução do procedimento, cujas etapas são: (1) seleção de imagens; (2) cálculo da densidade e (3) gravação do arquivo de densidades.

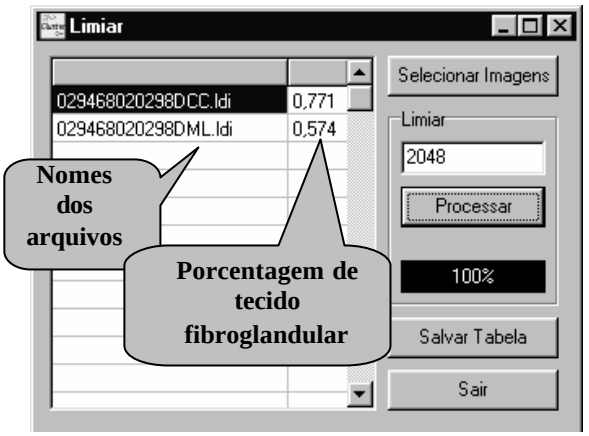


Figura 4: Tela para fornecimento de parâmetros para execução do procedimento para estimar a densidade mamográfica.

Na **Seleção de imagens,** são escolhidas aquelas sobre as quais será realizado o cálculo de densidade. Então, a partir do valor de limiar fornecido, o procedimento percorre toda a imagem, contabilizando a quantidade de pixels cujas intensidades são maiores que o limiar. São desconsiderados todos os pixels com valor zero, considerados como pertencentes ao fundo da imagem. Ao final, é calculada a porcentagem desses pixels em relação à quantidade total de pontos que fazem parte da mama. Os valores obtidos são apresentados na tela, sendo considerados como a porcentagem de tecido fibroglandular presente na imagem. A porcentagem de tecido adiposo é dada pela equação (4):

$$P_a = 1 - P_f \qquad (4)$$

onde: P_a = porcentagem de tecido adiposo*;* P_f = porcentagem de tecido fibroglandular.

Resultados

Os especialistas classificaram as 80 imagens de mama segundo o padrão BIRADS de densidade. A concordância nas leituras está apresentada no gráfico da fig. 5, que mostra o percentual de imagens que cada especialista classificou de acordo com critérios subjetivos em cada um dos grupos de densidade.

A fig. 6, por outro lado, apresenta os resultados da classificação automática a partir da variação do valor de limiar para os conjuntos de imagens testados. Nesse caso, os pontos das curvas representam a quantidade (percentual) média de pixels dos conjuntos respectivos de imagens que estão acima do limiar estabelecido em níveis de cinza. Por exemplo, para o nível de 1500 (equivalente a uma densidade óptica de 1,5) o programa apresentou para as imagens consideradas originalmente como densas (grupo 4) um valor médio de aproximadamente 0,2, ou seja, 80% dos pixels teriam nível de cinza inferior ao limiar (1,5), indicando, portanto, tratar-se de imagem com alta prevalência de

tecido fibroso (mais claro) em relação ao adiposo, o que caracteriza mama de alta densidade.

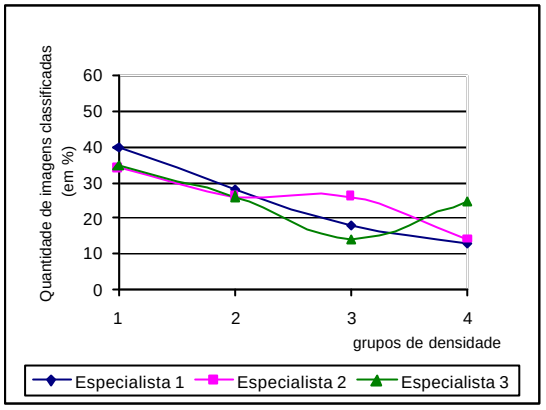


Figura 5: Classificação da densidade mamográfica por especialistas nos grupos: 1**(<25%),** 2 **(25 a 50%),** 3 **(50 a 75%),** 4 **(>75%).**

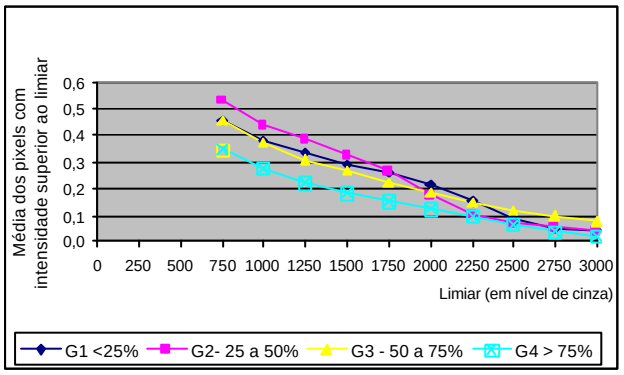


Figura 6: Classificação automática da densidade mamográfica.

Pode-se notar a partir do gráfico da fig. 5 que, para determinados grupos de imagens, o critério subjetivo de cada especialista pode modificar a classificação da densidade mamográfica. Considerando que a escolha das imagens para avaliação automatizada seguiu o critério subjetivo, é perfeitamente possível que, em alguns casos, o processamento classifique as imagens de forma diversa, como se pode notar na fig. 6, em que, algumas vezes, as linhas de conjunto de imagens de cada grupo se cruzam para determinados limiares de nível de cinza escolhidos.

Discussões e Conclusão

O aspecto mais importante que se depreende, em particular da fig. 6, é que a utilização do procedimento automático de classificação permite uma análise bem mais refinada da característica de densidade do mamograma, além de ser quantitativa. O ponto-chave da questão é a determinação de um limiar padronizado que permita estabelecer a classificação proposta em 4 grupos de forma mais adequada. Pelos resultados obtidos, isso seria possível na faixa de limiares de nível de cinza entre 1250 e 1500, ou seja, entre 1,25 e 1,50 de densidade óptica. Nesse intervalo, nota-se que há uma separabilidade bem razoável das curvas e – detalhe interessante – parcialmente em acordo com a classificação prévia estabelecida subjetivamente. No meio desse intervalo, pode-se ver que as imagens do grupo 4 (densas) apresentam cerca de 80% de pixels com nível inferior ao limiar, e as do grupo 3 (parcialmente densas), cerca de 75%. Por outro lado, as originalmente do grupo 2 (parcialmente adiposas) estariam, na verdade, com 67% de pixels acima do limiar, enquanto as do grupo 1 (adiposas) com 70%, o que mostra que o critério de limiarização para a definição da densidade da mama pode gerar alguma confusão naquela classificação, ainda mais se for subjetiva.

Ainda assim, é necessário o critério, pois a classificação da composição da mama é efetuada por especialistas segundo as categorias propostas no padrão BIRADS e amplamente utilizada no diagnóstico de imagens mamográficas. Estas interpretações apresentam alto índice de discordância entre especialistas, influenciado ainda mais pelas condições técnicas utilizadas na geração das imagens. Por isso, a avaliação por meio digital se apresenta como uma ferramenta útil na quantificação do padrão mamário essencial para avaliaçao das mudancas deste padrão após terapêutica hormonal e de um diagnóstico mais preciso, para avaliação das doses e para a melhoria do contraste da imagem, principalmente no caso das mamas densas.

É possível, portanto, a classificação da densidade da mama por meio da técnica de processamento proposta, desde que a avaliação do conjunto de dados – por exemplo, através do modelo gráfico apresentado – permita estabelecer faixas de separabilidade consistentes para aquela classificação.

Referências

[1] STERN, F. "Digital mammography and related technologies: a perspective from the National Cancer Institute", *Radiology*, 183:629-630, 1992.

[2] PISANO, E. D., YAFFE, M. "Digital mammography", *Breast Dis.* 10(3- 4):127-136, 1998.

[3] U. S. Food and Drug Administration.Center for Devices and Radiological Health. MOSA Program. Internet site address: http://www.fda.gov/cdrh/mammography/digital.html acessado em dezembro/2003.

[4] UNDRILL, P. E., O'KANE, A. D., GILBERT, F. J. "A Comparison of digital mammography using quality control phantoms", *Clin Radiol* . 55:782-790, 2000.

[5]NUNES, F. L. S.; SCHIABEL, H. "Comparação do desempenho de técnicas de realce de contraste para imagens de mamas densas", *XVIII CBEB*, São José dos Campos (SP), v. 5, pp. 209-214, 2002.

AVALIAÇÃO DA SENSIBILIDADE TÁTIL DE SURDOS PARA ENSINO/APRENDIZAGEM DA FALA

M. M. R. Cabral[1], R. C. S. Freire[1], A. T. Barros[2], J. F. R. Negrão[3], e A.C.O. Lima[4]

[1]UFCG/CCT, Campina Grande, PB
[2]CEFET-PB/NTS, João Pessoa/PB
[3]UFPA/DEEC, Belém/PA
[4]UTAM/DEPEC, Manaus/AM

e-mail: magdalena_ribeiro@yahoo.com.br

Abstract It is presented in this article a comparative evaluation of tactile sensitivity between deaf and normal hearing people, which is done based on vibrotactile stimulation experiments. Volunteers stimulated by pulsed vibrotactile stimulus did the tests whose frequency is regulated by some transformations of speech parameters into the human vibrotactile frequency perception range. The general objective of the work is to develop an alternative way to the process of oralization of deaf and deafblind subjects, using the tact as a feedback path in the process of speech learning. The experimental results showed that deaf subjects have bigger frequency vibrotactile sensitivity than normal hearing subjects.

Introdução

Segundo a Organização Mundial de Saúde (O.M.S.) [1], 5% das crianças no mundo já nasceram com surdez ou se tornaram surdas durante a infância. Cerca de 3,39% dos brasileiros apresentam problemas auditivos dos mais variados níveis, desde a hipoacustia leve até a surdez profunda [2]. Esta carência auditiva causa à comunidade surda diversas dificuldades, uma vez que as pessoas dessa comunidade necessitam adquirir uma língua diferente da usada na comunidade em que estão inseridos, que é, geralmente, a língua de sinais. Isso causa um déficit de comunicação entre o surdo e a comunidade ouvinte, que usa a língua falada para se comunicar, dificultando a inserção do surdo na sociedade, nas escolas convencionais, no mercado de trabalho, entre outras coisas.

Este déficit de comunicação também faz com que os surdos demorem para adquirirem uma língua, que é, segundo Vygotsky [3], o meio pelo qual se dá o processo de formação da mente. Para ele a linguagem é como uma função reguladora do pensamento e não apenas uma forma de comunicação. Por isto os surdos devem adquirir o quanto antes uma língua para se comunicarem e, num primeiro momento, o meio mais indicado para aquisição de uma forma de comunicação pelos surdos, sugerido por psicólogos e especialistas da área, é a língua de sinais.

O processo de aquisição de uma língua para uma criança ouvinte e uma surda se dá de modo distinto. Enquanto a criança ouvinte aprende a falar por meio de um processo de realimentação, no qual ela ouve as palavras e por repetição começa a reproduzi-las, associando-as ao que representam em seguida; as crianças surdas, em sua maioria, aprendem a língua de sinais, vendo objetos e associando-os aos sinais correspondentes. Com o aprendizado da língua de sinais, os surdos podem se desenvolver cognitivamente e estabelecer comunicação com seus pais, professores, outros surdos e aqueles que dominam a língua de sinais, mas não com a sociedade em geral, ficando, dessa forma, a margem da sociedade.

Existem algumas correntes que se propõem a abordar o ensino para surdos, dentre elas destacam-se [4]: 1) a Bilingüísta, que defende que o surdo deve usar única e exclusivamente a língua de sinais para se comunicar, por ser esta sua língua materna; 2) a Oralista, que defende que os surdos devem aprender a falar oralmente para poderem se integrar na sociedade. Neste último caso, o surdo deve passar por um processo de oralização, no qual se faz necessário que haja uma realimentação por um outro sentido, suprindo a falta de audição, que é o canal de realimentação dos ouvintes. Para este fim, já existem diversos trabalhos com o uso da realimentação visual, como é o caso das pesquisas da Divisão de fonoaudilogia (Difon) do Instituto Nacional de Educação de Surdos (INES), do Programa de Engenharia Biomédica (PEB) da COPPE/UFRJ [5], e o trabalho de Paulo Tujal [6]. Entretanto, um outro sentido também poderia ser usado para ensinar o surdo a falar, especialmente no caso de surdos cegos: o tato.

Sem levar em conta qual das correntes é a mais eficaz e considerando a necessidade do surdo que, uma vez que já adquiriu a língua de sinais, deseja se integrar à sociedade ouvinte aprendendo a falar, foi determinada a linha geral deste trabalho. A linha específica parte da hipótese que a falta de um dos sentidos aguça os outros e é para se verificar esta hipótese que foram feitos testes e comparações da sensibilidade tátil de surdos e ouvintes.

Nos testes, foi utilizado um estimulador vibrátil comercial, no qual uma massa é suspensa por uma haste flexível, fixada na caixa que envolve todo o estimulador.

Uma força alternada é gerada entre a massa e a caixa externa, através da passagem de corrente elétrica por uma bobina, que funciona como eletroimã. Como a caixa que envolve o sistema não está fixada rigidamente, então ela vibra. A bobina do estimulador é excitada por um sinal gerado na saída de áudio de um microcomputador, a partir de um programa que faz cinco tipos de transformações de freqüências: cúbica, linear, quadrática (em duas freqüências distintas) e logarítmica.

Foram realizados testes de sensibilidade tátil em cegos e ouvintes, usando-se um estimulador e com diferentes estratégias (transformações) de interação com a pessoa sob teste. Com base nestes testes pode-se saber qual o melhor tipo de transformação para ser usado no processo de ensino/aprendizagem da fala, levando-se em conta o menor número de erros e a rapidez com se chega aos resultados.

O modulador e o procedimento de teste

No processo de aprendizagem da fala por surdos, dois fatores são importantes: a realimentação e os parâmetros do sistema usados na terapia. No caso do uso de estimuladores vibráteis, os parâmetros devem ser a freqüência de estimulação obtida a partir da freqüência fundamental da voz e a forma de variação da freqüência de estimulação (linear, logarítmica, etc.), além da amplitude do estímulo.

Na modulação do sinal de estimulação tátil, é usado um número limitado de parâmetros extraídos do sinal de voz, para que estes possam ser usados em sistemas táteis em abordagens indiretas do ensino da fala. Bernstein [8] e Barros [7] propuseram o uso de transformações de parâmetros de voz em estímulos vibráteis para serem aplicadas no desenvolvimento de sistemas de auxílio ao aprendizado da fala.

A estimulação vibrátil da superfície da pele é geralmente empregada através da aplicação de estímulos que possuem quatro parâmetros básicos: freqüência, amplitude, duração e local de aplicação no corpo. A faixa de freqüências perceptíveis pelo tato possui características específicas, de modo que é necessário que seja feito um mapeamento dos sinais a serem transmitidos pelo tato em valores contidos nesta faixa, adequado-os para estimulação vibrátil.

Como a faixa de freqüências perceptíveis pelo tato difere da freqüência fundamental da voz humana, foi feita uma transladação da faixa de freqüência da voz humana para adequá-la a estimulação tátil. A freqüência do pulso de saída no estimulador, F_t, é função de um parâmetro da freqüência fundamental da voz humana, F_v, do parâmetro alvo, e de uma freqüência de corte F_c = 55 Hz ou F_c = 10 Hz.

Foram realizados testes com quatro voluntários surdos e quatro ouvintes, para quatro tipos de transformações: cúbica, linear, logarítmica e quadrática. As quatro transformações usadas nos testes têm seus parâmetros extraídos do sinal de voz em freqüências de estimulação vibrátil. Elas variaram no teste em função da variação da realimentação, graus de dificuldade e a possibilidade de configuração do parâmetro alvo [7].

O objetivo deste trabalho é de avaliar a sensibilidade tátil de surdos e de ouvintes para ajudar no desenvolvimento de plataformas para ensino/aprendizagem da fala por surdos e surdos/cegos. O procedimento de teste foi o seguinte: Inicialmente o voluntário era submetido a um treinamento para poder identificar uma freqüência alvo (55 Hz para as transformações cúbica, linear, logarítmica, e quadrática-01, e 10 Hz para a quadrática-02) com estímulos táteis no seu dedo indicador. Após esse treinamento, passava-se a fase de teste propriamente dito, em que era gerada uma freqüência de forma aleatório com uma transformação também aleatória (dentre as 4 estudadas) e a pessoa sob teste devia responder interagir com o programa do computador usando o mouse até acreditar ter encontrado a freqüência alvo.

Para a realização do experimento de percepção tátil foi desenvolvido e usado um programa denominado "simulador vibrátil". Na tela do computador (figura 01), eram apresentadas quatro teclas com os nomes: "Parar", "Retorna", "Acertei" e "Continuar". Usando as teclas "Retornar" e "Continuar" para navegar pelos pontos das transformações propostas, e as teclas "Parar" e "Acertei" para encerrar o teste e a coleta da amostra.

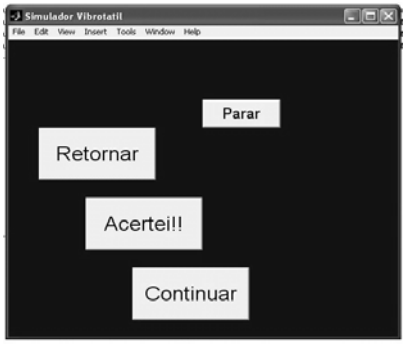


Figura 01 – Tela do Simulador Vibrátil

O programa principal é dividido em dois blocos: experimentot2 para treino, e, experimento2 para a realização do teste, funcionando independentemente um do outro. Esses dois sub-programas usam os seguintes arquivos secundários: "freq", "freq2" e "atb_v_1_04_03_2004_20_43", que são os responsáveis pela geração de níveis de dificuldade dos testes (1 e 2) e pelo armazenamento dos resultados.

Para garantir que o resultado dos testes seja independente de uma pré-disposição do voluntário, as transformações foram selecionadas aleatoriamente, de forma que cada uma delas é feita duas vezes no mesmo conjunto de amostras. Quando o voluntário achar que encontrou o ponto certo, é teclado o botão "Acertei". Esse resultado, denominado de ponto de acerto (K_{acerto}), é memorizado pelo programa juntamente com o número de iterações (passos) que o voluntário levou para escolher o ponto. O ponto inicial ($K_{inicial}$) é escolhido aleatoriamente pelo programa, que escolhe também aleatoriamente qual das rotinas deve ser usada, sendo a

nm, para a rotina "freq", e, a pp, para a rotina "freq2". O programa também escolhe a transformação dentro de cada rotina.

No arquivo "atb_v_1_04_03_2004_20_43" são gravados os nomes de "resultado1" - com os dados de K_{acerto}, passos e $K_{inicial}$; "resultado2" - com a rotina usada: nm ou pp; e, "resultado3" - com os nomes das transformações. A cada seqüência de 10 transformações testadas, o programa fecha automaticamente a tela principal e os resultados obtidos são gravados, coletados e tratados em uma planilha.

Cada voluntário repete as seqüências do teste quatro vezes para cada nível. Coletados todos os dados, o que se quer observar é quão próximo cada um chegou do ponto de acerto.

Pretende-se, com base nos testes de sensibilidade, desenvolver um método de ensino/aprendizagem do controle da freqüência fundamental de voz, partindo-se do ponto que, usando-se as transformações para gerar os sinais de estímulos táteis na freqüência fundamental da voz, é possível ensinar a controlar a fala em função da realimentação tátil, e assim facilitar o processo de ensino da fala.

Resultados

Analisando as respostas de cada grupo de voluntários obtidos com os testes do estimulador vibrátil, foram calculadas as freqüências dos pulsos de saída (F_t) de acordo com o tipo de cada uma das transformações propostas para os testes.

Os cálculos foram feitos em função da freqüência do ponto de acerto (F_v), que foi calculada com base no ponto da transformação, em que o voluntário parou o teste (indicando ter acertado o alvo - K_{acerto}.), da freqüência de corte (F_c), cujos valores escolhidos foram $F_c = 55$ Hz para as quatro transformações, e $F_c = 10$ para a transformação Quadrática-02. Além do ponto de acerto P_a, tomado como alvo, que foi escolhido dentro da faixa ideal para a freqüência de estimulação tátil que para o sinal de voz, neste caso foi escolhido 200 Hz [7]. Na Tabela 1 encontram-se as relações matemáticas para estes parâmetros com as transformações.

Tabela 1: Equações usadas nas transformações [7]:

Transformação	Fórmula
Cúbica	$F_t = F_c + [\ F_v - P_a]^3 * S$
Linear	$F_t = F_c + [\ F_v - P_a] * S$
Logarítmica	$F_t = F_c + [\ log(F_v / P_a)] * S$
Quadrática	$F_t = F_c + [\ F_v - P_a]^2 * S$

Entretanto, o que se deseja analisar são os erros percentuais na escolha de cada uma das freqüências - F_t e F_v, nos dois níveis de dificuldade que foram propostos para os voluntários. Estes erros foram usados como parâmetros de análise dos testes: o erro da F_v representa o erro em reconhecer o ponto de acerto P_a e o erro da F_t representa o erro em reconhecer a freqüência de vibração do ponto de acerto. Os valores dos erros foram calculados, da seguinte forma:

$$E(\%) = 100 \times \frac{(F - P_a)}{P_a} \qquad (1)$$

Outro parâmetro para a análise da sensibilidade dos voluntários foi a quantidade de iterações para se chegar ao ponto de acerto, ou seja, o número de passos dados pelos voluntários antes de escolher o ponto alvo. Com base nestes três parâmetros foram analisadas e comparadas as sensibilidades dos surdos e ouvintes.

Os resultados obtidos foram colocados em tabelas para cada grupo em relação aos níveis de dificuldade. Nas tabelas 2 e 4, encontram-se os resultados obtidos para os surdos nos níveis de dificuldade 1 e 2, enquanto que nas tabelas 3 e 5 apresentam-se os resultados dos ouvintes para os dois níveis de dificuldade.

Tabela 2: Média dos Testes da Sensibilidade dos Surdos – dificuldade 01

Dificuldade 1	Erro F_v	Erro F_t	Iterações
Cúbica	35,5	11,4	6,7
Linear	30,5	33,6	13,2
Logarítmica	44,9	5,5	10,0
Quadrática-01	43,8	114,9	12,8
Quadrática-02	50,2	166,2	17,6

Tabela 3: Média dos Testes da Sensibilidade dos Ouvintes – dificuldade 01

Dificuldade 1	Erro F_v	Erro F_t	Iterações
Cúbica	83,1	29,0	65,0
Linear	67,2	88,9	55,1
Logarítmica	73,7	8,9	70,3
Quadrática-01	74,8	127,7	83,8
Quadrática-02	71,4	190,2	66,9

Tabela 4: Média dos Testes da Sensibilidade dos Surdos – dificuldade 02

Dificuldade 2	Erro F_v	Erro F_t	Iterações
Cúbica	46,8	16,9	19,2
Linear	45,1	48,4	14,6
Logarítmica	44,5	5,4	11,9
Quadrática-01	38,1	104,0	10,1
Quadrática-02	54,9	187,5	24,2

Tabela 5: Média dos Testes da Sensibilidade dos Ouvintes – dificuldade 02

Dificuldade 2	Erro F_v	Erro F_t	Iterações
Cúbica	47,4	13,5	41,6
Linear	38,8	74,0	42,3
Logarítmica	40,8	4,5	52,9
Quadrática-01	47,9	41,2	60,7
Quadrática-02	50,2	118,6	40,1

Discussão

No caso da comparação da sensibilidade de surdos e ouvintes foi feito um paralelo entre a quantidade de erros e iterações apresentados por ambos.

Observando os dados das tabelas 2 e 3 do teste no nível de dificuldade 1: em relação aos três parâmetros escolhidos para a análise da sensibilidade, os surdos obtiveram os melhores resultados em todas as transformações. Mostrando-se mais sensíveis na percepção da freqüência alvo, obtendo assim um menor erro e chegando com maior rapidez aos resultados.

Entretanto o que se pode observar no nível de dificuldade 2 apresentados nas tabelas 4 e 5, foi que os ouvintes aparentemente obtiveram uma melhor reposta na maioria das transformações. Eles obtiveram erros menores da F_v e F_t: nas transformações logarítmica e quadrática (10 Hz); na F_v: apenas na transformação linear; e na F_t: nas transformações cúbica e quadrática (55 Hz).

A diferença do valor dos erros dos surdos e ouvintes é bastante pequena, mas, a quantidade de iterações que os surdos usaram foi bem inferior a dos ouvintes, mostrando que os surdos chegaram a valores do ponto de acerto bem mais rápido. Conclui-se, portanto, que os surdos têm uma maior sensibilidade tátil em relação aos ouvintes.

Como a sensibilidade tátil dos surdos é bastante aguçada, têm-se margens para estudar formas de usar essa sensibilidade como o canal de realimentação para o processo de ensino/aprendizagem da fala. Para isso se faz necessário estabelecer, qual é o melhor parâmetro a ser usado neste processo. Com base nos dados apresentados nas tabelas de 3 a 5, as transformadas que apresentaram a menor quantidade de erros no dois níveis de dificuldade foram: a Cúbica e a Logarítmica. Deste modo, estas podem ser adequadas às necessidades dos surdos no processo de oralização.

Foi levado em conta apenas o erro em se encontrar o ponto de acerto (F_t). Uma vez que a função da transformação é a de trazer a freqüência do sinal de voz para uma freqüência que possa ser facilmente percebida pela estimulação tátil. Com isso, por meio de jogos e brincadeiras para o surdo, pode-se passar ao tratamento de reabilitação do mesmo, no sentido de ensiná-lo a falar.

Conclusão

As dificuldades que os surdos apresentam com relação à comunicação, os deixam as margens da sociedade, dificultando muita vezes que os mesmo se insiram em empregos, escolas, cursos de nível superior, etc. Um modo de amenizar este problema é tornando possível a comunicação entre os surdos e a comunidade ouvinte, através do processo de oralização.

Existem vários tipos de processos de oralização, que podem ser aplicados de diversas formas, com a utilização de práticas pedagógicas diretas ou indiretas. Na prática direta o surdo deve estar consciente de todo o processo educativo, e deve fazer voluntariamente os exercícios fonoarticulatórios [9], que são intensos e repetitivos. Enquanto que na prática indireta os objetivos dos exercícios não estão declarados nas atividades propostas, sendo usados jogos e brincadeiras para alcançar o surdo. Sendo usada principalmente com crianças pequenas [9].

Pode-se usar o tato como auxiliar no processo de realimentação para o ensino da fala. O uso da estimulação tátil, que foi pesquisado neste trabalho, foi desenvolvido para auxílio à percepção da fala ou como auxílio à leitura labial. Quando utilizados no auxílio ao aprendizado da fala enquadram-se na classe de abordagem direta do ensino da fala, para reabilitação do surdo no âmbito da comunicação.

As transformações apresentadas contemplam a possibilidade de variação da quantidade de realimentação, em graus de dificuldade dependentes do aprendizado do usuário e a possibilidade de configuração do parâmetro alvo, a fim de tornar mais fácil o processo de ensino/aprendizagem da fala para surdos e surdos-cegos.

Referências

[1] CARVALHO, Josefina Martins, REDONDO, Maria Cristina da F. *Deficiência Auditiva: Cadernos da TV Escola*. Brasília : MEC/Secretaria de Educação a Distância, 2001.

[2] Jornal do Surdo, Internet site address: http://www.jornaldosurdo.kit.net, acessado em 27/02/2004.

[3] VIGOTSKI, Lev Semenovic, 1896-1934. *A formação Social da mente: o desenvolvimento dos processos psicológicos superiores*/ LS Vigotski. Organização Michael Cole... [et al]; tradução José Cipolla Neto, Luís Silveira Menna Barreto, Solange Castro Afeche. – 6ª.edição – São Paulo: Martins Fontes, 1998.

[4] LOPES FILHO, Otacílio de Carvalho. *Tratado de Fonoaudiologia*. Texto Escola e Escolahs: Processo Educacional dos Surdos. de: HARRISON, K.M.P., LODI, A.C.B., MOURA, M.C. – São Paulo: Roca, 1997. p.359 – 400.

[5] Página do Instituto Nacional de Ensino de Surdos, Internet site address: http://www.ines.org.br/ Paginas/ati_proj_wal_visao.html, acessada em 08/05/2004.

[6] TUJAL, Paulo M. & SOUZA, M.N. - *Sistema de Realimentação Visual para Oralização de Surdos*, Anais do XVI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, pp. 163-164, Curitiba, PR, Brasil, 1998.

[7] BARROS, Aléssio T., *Estimulação Tátil Aplicada ao Ensino da Fala*, Tese de Doutorado. Campina Grande: 2004.

[8] Bernstein, L.E., Eberhardt, S.P., Demorest, M.E., Single-Channel Vibrotactile Supplements to Visual Perception of Information and Stress. The Journal of Acoustical Society of America, janeiro de 1989. (apud, BARROS 2004)

[9] Spinelli et al, *Distúrbios Articulatórios*. In. Temas de Fonoaudiologia, Edições Loyola, São Paulo: 1999. (apud, BARROS 2004)

CLASSIFICAÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE AGULHA POR MEMÓRIAS ASSOCIATIVAS E MODELAGEM AUTO-REGRESSIVA

C. Shirota*, M. Y. Barretto* e C. Itiki*

* Escola Politécnica da Universidade de São Paulo - PTC /
Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB-EPUSP), São Paulo, SP, Brasil

e-mail: camila@leb.usp.br

Abstract: Associative memories were used to classify the autoregressive coefficients of needle EMG signals into the following classes—normal, neuropathic and myopathic. Classification rates above 70% were obtained for 800-ms signals and high-order autoregressive models. These results were similar to the ones obtained by Fisher's linear discriminant. We also observed that the combined use of spectral parameters and autoregressive coefficients did not increase the classification rate.

***Palavras-Chave*: EMG de agulha, Modelo auto-regressivo, Memória associativa, Discriminante linear de Fisher, Classificação.**

Introdução

Os sinais de eletromiografia (EMG) têm sido usados em diversas aplicações, incluindo o diagnóstico de doenças neuromusculares [1, 2, 3, 4, 5], o controle de próteses [6, 7], e a interface entre usuário e computador [8].

Em cada uma das aplicações acima, é necessário distinguir os sinais entre as diferentes classes. O discriminante linear de Fisher (DLF) [3, 9] e as redes neurais artificiais [4, 9] são métodos bastante utilizados para classificar os sinais de EMG.

Vários parâmetros são utilizados pelos métodos de classificação, por exemplo, os coeficientes cepstrais [10], os coeficientes auto-regressivos [3, 4, 9], e os parâmetros do domínio do tempo (amplitude média, número de máximos positivos, número de cruzamentos de zero) e da freqüência (freqüência média, coeficiente de curtose, coeficiente de assimetria) [2]. O uso conjunto ou separado desses parâmetros têm fornecido boas taxas de classificação de sinais, para fins de auxílio ao diagnóstico [2, 3, 9].

Os coeficientes auto-regressivos de sinais de EMG de superfície têm fornecido altas taxas de classificação [3, 9]. Por outro lado, os coeficientes auto-regressivos de sinais de EMG de agulha não têm fornecido boas taxas de classificação [4]. Este trabalho visa investigar se a modelagem auto-regressiva de sinais de EMG de agulha pode fornecer taxas de classificação tão altas quanto às obtidas para EMG de superfície [3, 9]. Para atingir esse objetivo, foram usadas memórias associativas [11], que constituem um método de classificação utilizado nas mais diversas aplicações como, por exemplo, identificação de sistemas mecânicos [12], estimação de parâmetros em problemas de transporte [13] e classificação de sinais EMG [14]. Também se estudou a dependência entre a taxa de classificação e a ordem do modelo. Além disso, investigou-se se a inclusão de parâmetros espectrais contribui ao aumento da taxa de classificação.

Materiais e Métodos

Aquisição dos sinais: Neste trabalho, foram usados sinais de EMG, provenientes de um banco de dados com 72 sinais normais, 43 sinais neuropáticos e 56 sinais miopáticos. Esses sinais foram captados com eletrodos de agulha sendo sua freqüência máxima restrita a 10 kHz. Os sinais do banco de dados foram adquiridos em nosso laboratório, à taxa de 25.000 amostras por segundo. Foram selecionados trechos de 800 ms de duração, correspondentes a 50% da máxima contração voluntária. A estacionariedade foi confirmada pelo teste de seqüencias [15], que foi aplicado à média e à variância de segmentos de 40 ms, para o nível de significância de 0,05.

Modelagem auto-regressiva: Os sinais de EMG $x(n)$ têm sido freqüentemente representados por modelos auto-regressivos (AR), de acordo com a Equação 1 [16, 17]:

$$x(n) = -\sum_{k=1}^{p} a_k x(n-k) + \varepsilon(n), \qquad (1)$$

em que p é a ordem do modelo e $\varepsilon(n)$ é um ruído branco de média igual a zero e de variância igual a σ^2. Os coeficientes a_k são chamados de coeficientes auto-regressivos e podem ser estimados por diversos métodos [16, 18]. Neste trabalho, o método de Burg foi adotado [16, 18], por ser um método recursivo com boa resolução espectral [19]. Os coeficientes auto-regressivos foram obtidos pela função *arburg*, própria do Matlab®. A ordem p do modelo foi variada entre 1 e 50, com o objetivo de analisar o efeito de sua variação na porcentagem de acertos na classificação dos sinais.

Parâmetros espectrais: Além dos coeficientes AR, foram considerados quatro parâmetros espectrais. O primeiro parâmetro considerado, a freqüência mediana, é a freqüência que divide o gráfico da densidade espectral de potência em duas regiões de mesma área [2]. O segundo parâmetro espectral usado foi o

coeficiente de assimetria γ_1 [2], dado pela razão entre o terceiro momento centrado e o cubo do desvio-padrão [20]. O terceiro parâmetro espectral usado foi o coeficiente de curtose γ_2 [2], calculado pela razão entre o quarto momento centrado e o quadrado da variância [20]. O último parâmetro calculado foi a razão entre o coeficiente de curtose e o coeficiente de assimetria (γ_2 / γ_1) [2]. O cálculo dos parâmetros espectrais foi feito utilizando-se rotinas em Matlab®, implementadas anteriormente no nosso laboratório [14].

Classificação: O método usado para a separação dos sinais nas três diferentes classes de pacientes foi o das memórias associativas. Primeiramente, os sinais foram divididos entre os grupos de treinamento e de teste. Para os 117 sinais do grupo de treinamento, os vetores de parâmetros, contendo os coeficientes auto-regressivos e eventualmente os parâmetros espectrais, foram considerados estímulos $e_i \in \mathrm{R}^p$ (ou eventualmente R^{p+4}) aplicados à entrada da memória associativa. As correspondentes respostas dessa memória foram denotadas por $r_i \in \mathrm{R}^1$, e receberam as seguintes atribuições conforme as três classes de sinais: 1 para sinal normal, 2 para sinal neuropático e 3 para sinal miopático. A memória associativa M é uma matriz que associa os estímulos e_i às respostas r_i, por meio da relação

$$\begin{bmatrix} r_1 & r_2 & \cdots & r_{117} \end{bmatrix} = M \cdot \begin{bmatrix} e_1 & e_2 & \cdots & e_{117} \end{bmatrix}. \quad (2)$$

A estimativa da matriz M é obtida por [11]

$$\hat{M} = \begin{bmatrix} r_1 & r_2 & \cdots & r_{117} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} e_1 & e_2 & \cdots & e_{117} \end{bmatrix}^+, \quad (3)$$

em que $\begin{bmatrix} e_1 & e_2 & \cdots & e_{117} \end{bmatrix}^+$ é a matriz inversa de Moore-Penrose de $\begin{bmatrix} e_1 & e_2 & \cdots & e_{117} \end{bmatrix}$, também conhecida como pseudo-inversa ou inversa generalizada [21].

Para cada vetor de parâmetros $e_{teste,\,i}$ pertencente ao conjunto de teste, a classificação é dada por

$$r_{teste,\,i} = \hat{M} \cdot e_{teste,\,i}\,. \quad (4)$$

O grupo de teste era composto por 18 sinais normais, 18 sinais neuropáticos e 18 sinais miopáticos.

Implementou-se uma classificação em duas etapas, em Matlab® já que, comprovadamente, essa classificação em duas etapas fornece resultados melhores que a classificação direta em três classes, realizada em uma única etapa [22]. Na primeira etapa, os sinais normais (r_i = 1) foram separados dos patológicos (r_i = 2). Os sinais classificados como normais eram aqueles cuja resposta r_i foi menor que 1,5. Os demais foram classificados como sinais patológicos. Na segunda etapa, os sinais patológicos foram separados entre neuropáticos (r_i' = 2) e miopáticos (r_i' = 3). O limiar de classificação da segunda etapa foi fixado em 2,5.

Discriminante linear de Fisher: Os resultados obtidos com as memórias associativas foram comparados com os fornecidos pelo discriminante linear de Fisher, que é um método tradicional de classificação, cuja aplicação a sinais de EMG é consagrada [3, 9]. Seu objetivo é transformar os vetores de estímulo em escalares, por meio da projeção sobre uma reta. Para isso, a partir dos estímulos do grupo de treinamento, calcula-se uma "direção ótima" que tenta agrupar as respostas da mesma classe e separar as respostas de classes diferentes. A proximidade entre uma resposta e a média de cada classe define a classificação [23, 24].

Resultados

A Figura 1 ilustra a variação da taxa de acerto em relação ao número de coeficientes auto-regressivos considerados. Os círculos indicam as taxas obtidas quando apenas os coeficientes auto-regressivos foram usados. Os triângulos indicam as taxas de classificação obtidas quando os parâmetros espectrais foram usados concomitantemente aos coeficientes auto-regressivos.

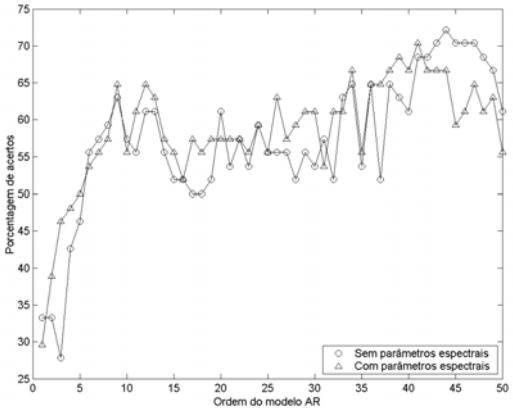


Figura 1: Taxa de acerto em função da ordem do modelo AR.

A melhor taxa de acerto foi obtida quando se consideraram apenas os coeficientes do modelo auto-regressivo de ordem 44. Os resultados detalhados são mostrados na Tabela 1. O número à esquerda indica o número de sinais classificados pelas memórias associativas, enquanto o número à direita indica a classificação pelo discriminante linear de Fisher.

Quando se consideraram os parâmetros espectrais e os coeficientes auto-regressivos, a melhor taxa de acerto foi obtida para o modelo auto-regressivo de ordem 41. Os resultados detalhados estão na Tabela 2.

Tabela 1: Classificações, em número de sinais, obtidas com os coeficientes auto-regressivos a_1, a_2, ..., a_{44}, para 18 sinais de cada tipo (normal, neuropático e miopático).

Sinais	**Classificação**		
	normal MA/DLF	neuropático MA/DLF	miopático MA/DLF
normal	15 / 16	0 / 0	3 / 2
neuropático	5 / 3	12 / 13	1 / 2
miopático	0 / 1	6 / 4	12 / 13

Tabela 2: Classificações, em número de sinais, obtidas usando os coeficientes auto-regressivos a_1, a_2, ..., a_{41} e os parâmetros espectrais, para 18 sinais de cada tipo (normal, neuropático e miopático).

Sinais	**Classificação**		
	normal MA/DLF	neuropático MA/DLF	miopático MA/DLF
normal	16 / 16	0 / 0	2 / 2
neuropático	6 / 6	10 / 8	2 / 4
miopático	2 / 2	4 / 1	12 / 15

Discussão

A Figura 1 permite analisar a contribuição dos parâmetros espectrais e dos coeficientes AR. De acordo com a Figura 1, a taxa de acertos máxima na classificação usando os coeficientes AR e os parâmetros espectrais foi de 70,4%, obtida com a ordem 41. A taxa de acertos máxima usando somente os coeficientes AR foi de 72,2%, obtida com a ordem 44. Portanto, os parâmetros espectrais não contribuíram para um aumento da taxa de classificação dos sinais de EMG em normais, neuropáticos e miopáticos. Por outro lado, observa-se pela Figura 1 que, apesar de os parâmetros espectrais terem sido calculados a partir dos coeficientes AR, o uso conjunto de todos os parâmetros não reduz a taxa de classificação para a maioria das ordens. Por exemplo, para a ordem 41, a taxa de 70,4% obtida com todos os parâmetros é maior que a taxa de 68,5% obtida apenas com o uso dos coeficientes AR. Sabe-se que, para a memória associativa, a inclusão de parâmetros linearmente dependentes deveria fornecer exatamente as mesmas classificações [21]. No caso dos parâmetros espectrais, a relação com os coeficientes AR não é linear e, por isso, as classificações não foram exatamente as mesmas. No entanto, a inclusão desses parâmetros espectrais não causou diferenças marcantes na taxa de classificação.

A Figura 1 também permite analisar a variação da taxa de acertos com a evolução da ordem do modelo AR. Na Figura 1, vê-se que a taxa de acertos aumenta significativamente até a ordem 9. Entre as ordens 10 e 30, a taxa de acertos se estabiliza e, para ordens acima de 30, há um novo aumento da taxa de classificação. Observa-se que há uma tendência de crescimento da taxa de acertos, à medida que a ordem do modelo AR aumenta. Além disso, verifica-se que os modelos AR de ordem inferior a 9 não são recomendados para a classificação de sinais de EMG de agulha em normal, neuropático e miopático.

De acordo com a Tabela 1, para classificar os coeficientes AR do modelo de ordem 44, a utilização da memória associativa forneceu 83,3% de acerto na classificação dos sinais normais, 66,7% para os sinais neuropáticos e 66,7% para os sinais miopáticos. O discriminante linear de Fisher forneceu taxas maiores: 88,9% para os sinais normais, 72,2% para os sinais neuropáticos e 72,2% para os sinais miopáticos. A diferença percentual de 5,6%, entre os resultados da memória associativa e do discriminante linear de Fisher, corresponde a apenas 1 sinal. A taxa global de 72,2% foi fornecida pela memória associativa, em comparação à taxa de 77,8% do discriminante linear de Fisher.

Quando os parâmetros espectrais foram incluídos na classificação, a memória associativa forneceu 88,9% de acerto na classificação de sinais normais, 55,6% de acerto para sinais neuropáticos e 66,7% de acerto para sinais miopáticos. O discriminante linear de Fisher apresentou o mesmo resultado de 88,9% para sinais normais, um resultado pior para sinais neuropáticos (44,4%) e um resultado melhor para sinais miopáticos (83,3%). Em termos de taxas globais, a memória associativa forneceu 70,4% de acerto e o discriminante linear de Fisher atingiu 72,2%.

Para a primeira etapa de classificação, entre sinais normais e patológicos, Inbar et al. [3] chegaram a obter 87,5% de acertos com o discriminante linear de Fisher e Abou-Chadi et al. [9] obtiveram 90% usando redes neurais artificiais. Ambos trabalhos usaram os coeficientes AR de sinais de EMG de superfície. No presente estudo, obteve-se 85,2% de acertos utilizando memórias associativas para classificar os coeficientes AR de sinais de EMG de agulha. Nota-se que os resultados são próximos, mostrando que os coeficientes auto-regressivos de sinais de EMG de agulha podem ser usados para classificação diagnóstica, e que as memórias associativas produzem resultados similares às redes neurais artificiais e o discriminante linear de Fisher.

Considerando o resultado das duas etapas de classificação dos coeficientes AR, a taxa máxima de acertos obtida pela memória associativa foi de 72,2%, em comparação à taxa de 51,2% obtida por Pattichis et al. [4], que utilizaram redes neurais artificiais para classificar os coeficientes AR. Essa grande diferença pode ser devida à diferença entre a duração dos trechos analisados, que foi de 800ms nesse trabalho e foi de 25,6ms no trabalho de Pattichis et al. [4]. Além disso, a ordem do modelo AR não foi a mesma. Nossa melhor taxa foi obtida para a ordem 44, enquanto Pattichis et al. [4] apresentaram o resultado para um modelo AR de ordem 12. Para essa ordem, a taxa de acertos obtida neste trabalho foi de 61,1%, mais próxima do resultado obtido por Pattichis et al [4], que foi de 51,2%.

Conclusão

A comparação entre os resultados obtidos para os conjuntos dos coeficientes AR com e sem a inclusão dos parâmetros espectrais mostra que esses últimos não contêm informações adicionais relevantes para a classificação dos sinais em normais, neuropáticos ou miopáticos.

Os resultados obtidos com a memória associativa são equivalentes aos obtidos pelo discriminante linear de Fisher, para o mesmo conjunto de sinais. Além disso, os resultados obtidos para EMG de agulha são comparáveis aos resultados da literatura obtidos pelo discriminante linear de Fisher e pelas redes neurais

artificiais para EMG de superfície. A utilização de trechos longos de sinal de EMG de agulha (800 ms) aliada a modelos auto-regressivos de ordem alta (44) garantiu uma taxa de classificação satisfatória.

Agradecimentos

Ao Prof. D.B. Sanders do Centro Médico da Universidade de Duke, que gentilmente nos cedeu o banco de sinais de EMG de agulha. À FAPESP pelo apoio financeiro (04/00888-2). E à Sra. I.K. Ike pela aquisição dos sinais.

Referências

[1] DESMEDT, J. E. *Computer-Aided Electromyography and Expert Systems*. Amsterdã, Elsevier Science, 1989.

[2] BERZUINI, C., MARANZANA-FIGINI, M., BERNARDINELLI, L. "Evaluation of the Effectiveness of EMG Parameters in the Study of Neurogenic Diseases - A Statistical Approach Using Clinical and Simulated Data", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 32(**1**):15-27, 1985.

[3] INBAR, G.F., NOUJAIM, A.E. "On Surface EMG Spectral Characterization and Its Application to Diagnostic Classification", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 31(**9**):597-604, 1984.

[4] PATTICHIS, C.S, ELIA, A.G. "Autoregressive and cepstral analyses of motor unit action potentials", *Medical Engineering & Physics* 21(**6-7**):405-419, 1999.

[5] ARIKIDS, N.S., ABEL, E.W., FORSTER, A. "Interscale wavelet maximum - a fine to coarse algorithm for a wavelet analysis of the EMG interference pattern", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 49(**4**):337-344, 2002.

[6] BOOSTANI, R., MORADI, M.H. "Evaluation of the forearm EMG signal features for the control of a prosthetic hand", *Physiological Measurement* 24(**2**):309-319, 2003.

[7] PELEG, D., BRAIMAN, E., YOM-TOV, E., INBAR, G.F. "Classification of finger activation for use in a robotic prosthesis arm", *IEEE Transactions on Neural systems and Rehabilitation Engineering* 10(**4**):290-293, 2002.

[8] BARRETO, A.B., SCARGLE, S.D., ADJOUADI, M. "A practical EMG-based human-computer interface for users with motor disabilities", *Journal of Rehabilitation Research & Development* 37(**1**):53-63, 2000.

[9] ABOU-CHADI, F.E., NASHAR, A., SAAD, M. "Automatic analysis and classification of surface electromyography", *Frontiers of Medical and Biological Engineering* 11(**1**):13-29, 2001.

[10] KANG, W.J., CHENG, C.K., LAI, J.S., SHIU, J.R., KUO, T.S. "A comparative analysis of various EMG pattern recognition methods", *Medical Engineering and Physics* 18(**5**):390-395, 1996.

[11] KOHONEN, T. *Self-organization and Associative Memory*, Berlin, New York: Springer-Verlag, 1984.

[12] KALABA, R.E., UDWADIA, F.E. "Associative memory approach to the identification of structural and mechanical systems", *Journal of Optimization Theory and Applications* 76(**2**):207-223, 1993.

[13] KALABA, R.E., NATSUYAMA, H.H., UENO, S. "The estimation of parameters in time-dependent transport problems: Dynamic programming and associative memories", *Computers & Mathematics with Applications* 37(**2**):41-45, 1999.

[14] IKE, I.K. *Modelagem auto-regressiva e memórias associativas na classificação de sinais eletromiográficos de agulha*, Dissertação (Mestrado), Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

[15] MORETTIN, P.A., TOLOI, C.M.C. "Modelos para previsão de séries temporais", *13º Colóquio Brasileiro de Matemática*, Poços de Caldas, Brasil, 1981, vol. 1, pp.40-64, 1981.

[16] KAY, S. "Spectral Estimation", in LIM, J.S., OPPENHEIM, A.V. (Eds): *Advanced Topics in Signal Processing*, Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice Hall, pp.58-122, 1988.

[17] PRIESTLEY, M.B. *Spectral Analysis and Time Series*, London, Academic Press, pp.345-370, 1996.

[18] MARPLE, S.L. *Digital Spectral Analysis with Applications*, Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall, pp.206-229, 2001.

[19] ZHANG, Z.Y., JIA, Q., GUO, L.P., LIU, S.D. "Modern spectral estimation for signal processing in the frequency domain", *Spectroscopy Letters* 33(**3**):369-383, 2000.

[20] COSTA NETO, P.L.O. *Estatística*, São Paulo: Edgar Blücher, 1977.

[21] GRAYBILL, F.A. *Matrices with Applications in Statistics*, Pacific Grove, California: Wadsworth & Brooks/Cole, pp.105-129, 1983.

[22] BERZUINI, C., MARANZANA-FIGINI, M., BERNARDINELLI, L. "Effective use of EMG parameters in the assessment of neuromuscular diseases", *International Journal of Bio-Medical Computing* 13:481-499, 1982.

[23] NADLER, M., SMITH, E.P. *Pattern Recognition Engineering*, New York: Wiley, 1993.

[24] KOHN, A.F. *Reconhecimento de Padrões. Uma Abordagem Estatística*, São Paulo: EDUSP, 1998.

PROJETO DO CURSO TÉCNICO EM MANUTENÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES DO CEFET-PB

H. B. M. Lopes*, F. F. Borges*, S. A. Rodrigues**, A.T Barros*, e I. L. Barbacena**

* CEFET-PB/Núcleo de Tecnologia em Saúde, João Pessoa, Brasil
** CEFET-PB/Coordenação de Eletrônica, João Pessoa, Brasil

e-mail: hbmlopes@pontoweb.com.br

Abstract: It is presented in this article the design activities of the course (secondary level) of medical equipments of CEFET-PB. A diagnostic of regional necessities in the area of medical equipments was done, as a fundamental step to subsidize the implementation of a curricula focused on regional demands. As a result it is showed the general competencies of the curricula and the diagram of the course (modular) implemented, with the specific competencies associated to each module.

***Palavras Chaves*:, competency based curriculum, medical equipment, education**

Introdução

As transformações do mundo do trabalho a partir dos anos 80/90 vêm colocando importantes desafios para o mundo da educação, sobretudo para a educação profissional, no sentido de responder às necessidades de formação de profissionais com maior qualificação, com uma compreensão mais ampla do processo produtivo e das transformações econômicas e sociais[1].

As mudanças introduzidas pela Lei de Diretrizes e bases – Lei federal nº 9.394/96, e suas posteriores regulamentações, estimulou no Brasil a busca da sintonia entre a escola e o mundo do trabalho, havendo uma mudança no formato e na abordagem dos cursos técnicos de nível médio. Cada escola, em função de suas análises junto ao mundo do trabalho, confrontadas com suas reais possibilidades materiais e humanas é que passou a definir os cursos a serem oferecidos e suas características específicas[2].

A Engenharia Biomédica se refere à aplicação de técnicas e métodos de engenharia (especialmente eletro-eletrônica e mecânica) a problemas das áreas das ciências da vida (especialmente medicina). De acordo com [3], um técnico atuante nesta área, trata com equipamentos que dado às suas particularidades, diferenciam-se dos equipamentos de uso industrial, principalmente porque a maioria é utilizada para diagnóstico e terapia de seres humanos. Assim, é adequado que o mesmo tenha conhecimentos de anatomia e fisiologia, geração e transdução de biopotenciais, riscos de choques elétricos e radiação, assepsia hospitalar, entre outros, além do forte embasamento tecnológico. Estas características o diferenciam do técnico generalista com conhecimentos de eletrônica.

Considerando-se a existência de condições materiais e humanas favoráveis a implantação de cursos na área de biomédica no CEFETPB, e pela experiência anterior na realização de cursos nesta área [4], foi implantado um curso técnico em manutenção de equipamentos médico-hospitalares no CEFETPB, respaldado por um estudo de demanda, de acordo com um modelo de desenvolvimento de currículos sintonizado com as demandas da sociedade e do mundo do trabalho.

As competências podem ser caracterizadas pela capacidade de, através de esquemas mentais ou de funções operatórias, mobilizar, articular e colocar em ação valores, conhecimentos e habilidades. Na perspectiva de construção de um currículo por competências deve haver um conjunto contextualizado de projetos, problemas e/ou desafios significativos, voltados para a geração das competências requeridas pelo processo produtivo de uma área profissional[2].

Como as competências são compostas em geral por um conjunto de conhecimentos dispostos de forma transversal em diversos campos do saber, o currículo deve ser construído pelos professores das diversas áreas, de modo a facilitar a integração de atividades e a realização de avaliação de competências, com o andamento do curso. A figura 1 mostra uma seqüência básica de etapas de um projeto de desenvolvimento de currículos[5].

Conforme pode ser observado nas etapas da Figura 1, A partir da sondagem das demanda a serem atendidas, podem ser definidos as competências do profissional a ser formado, e a partir daí, levando-se em consideração as condições limitadores de material humano e infra-estrutura da instituição de ensino, pode-se definir a organização curricular do curso, que quando implementada, deve passar por avaliações constantes, de modo a manter a organização curricular sintonizada com as necessidades do mundo produtivo. A definição das necessidades a serem atendidas pelo curso pode estar amparada em pesquisas de demanda e necessidade específicas ou em estudos[1] que levem em conta as

[1] Podem ser obtidos a partir de dados do IBGE, Secretaria de Planejamento, de Indústria e Comércio, publicações CIEE, CBO-MT (Catálogo Brasileiro de Ocupações do Ministério do Trabalho) e similares bem como agências de fomento e publicações especializadas.

tendências sócio-econômicas, tecnológicas e de demandas no âmbito da região de influência da escola.

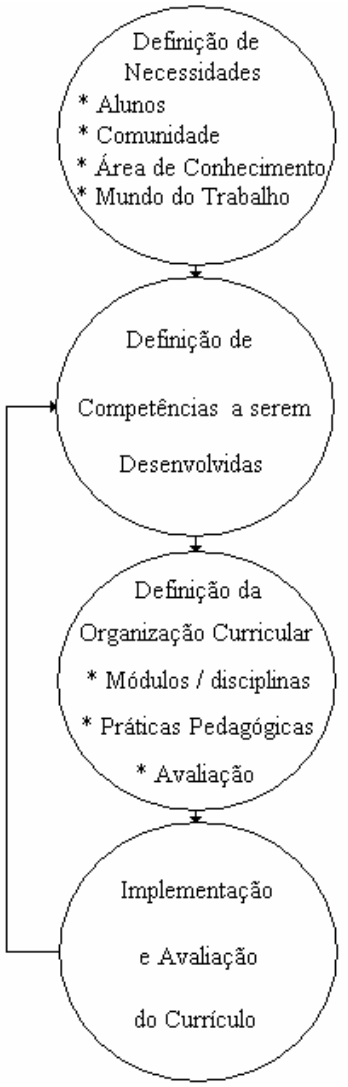


Figura 1- Etapas para Desenvolvimento de um Currículo por Competências

Neste artigo é apresentado o Projeto do curso Técnico em Manutenção de Equipamentos Médico-hospitalares do CEFET-PB, , com as atividades e resultados que fundamentaram o currículo que foi implementado.

Avaliação do Mundo do Trabalho

Com o objetivo de nortear as definições das competências a serem trabalhadas no Curso Técnico de Nível Médio do Centro Federal de Educação Tecnológica da Paraíba – CEFET-PB, foi realizada uma análise do mercado para o possível egresso deste curso. Nesta análise foi feito um estudo detalhado das instituições que prestam serviços na área de saúde das regiões metropolitanas das cidades de João Pessoa e Campina Grande, ambas no estado da Paraíba. Através deste estudo, foi feita uma análise dos fatores externos que incidem sobre o setor e dos componentes internos que o caracteriza.

Esta análise de mercado foi feita através de uma pesquisa, na qual os técnicos e docentes do CEFET-PB visitaram várias instituições que prestam serviços na área de saúde destas duas cidades. Esta pesquisa foi realizada através de aplicação de questionários junto a representantes das instituições, bem como da coleta de dados pelos profissionais do CEFET-PB destas mesmas instituições.

Através do resultado desta pesquisa constatou-se que quase 70% das instituições de saúde destas duas cidades são privadas, sendo o restante dividido entre públicas e filantrópicas, com maior predominância da primeira.

Dentre as instituições pesquisadas mais de 60% possuíam mais de 50 leitos, e atendiam a várias especialidades da medicina, incluindo entre as principais a Análise Clínica, a Clínica Médica, a Radiologia e a Cardiologia.

Mais de 80% das instituições possuem equipamentos para fins de diagnóstico e 50% possuem equipamentos para fins terapêuticos.

Direcionando um pouco para a área de eletro-eletrônica, constatou-se que todas as instituições possuem equipamentos eletro-eletrônicos, com especial destaque para monitores cardíacos, esfigmomanômetro, nebulizador e eletrocardiógrafos.

Em relação à manutenção de equipamentos nas instituições de saúde em João Pessoa e Campina Grande, a pesquisa constatou que quase 70% das instituições possuem setor de manutenção, 62,5% realizam manutenção em seus equipamentos, com destaque para a manutenção elétrica seguida da manutenção mecânica e hidráulica. Estes setores de manutenção possuem espaço físico destinado a este fim, com poucos funcionários no setor (em 56% dos casos, menos de cinco pessoas), com formação predominantemente técnica de nível médio (75%). Em torno de 40% das instituições possuem equipamentos específicos para este fim e mais de 80% fazem manutenção terceirizada. Apesar desta grande quantidade de empresas realizando manutenção com empresas terceirizada, apenas 62,5 % deste total possui contrato de manutenção com empresas terceirizadas.

Os serviços abrangidos no contrato com as empresas terceirizadas são, em sua maioria, serviços de manutenção em equipamentos eletro-eletrônicos, o que vem corroborar com o projeto de criação de um curso técnico nesta área, com ênfase em eletro-eletrônica.

A pouca realização de calibração periódica (em torno de 35%) dos equipamentos caracterizam uma manutenção predominantemente corretiva que está sendo realizada nas instituições de saúde das grandes João Pessoa e Campina Grande.

O custo mensal das manutenções nas instituições pesquisadas é relativamente baixo, com a maioria se situando entre custos de 0,00 a 2.500,00 reais.

Foi indagado ainda, aos dirigentes e funcionários das instituições de saúde sobre o nível de satisfação em relação aos serviços e contratos de manutenção realizados por suas instituições, quando se constatou que a maioria acha o custo das manutenções bom e regular, acha o custo das peças de reposição bem como sua aquisição regular e insatisfatório. Quanto à capacitação dos técnicos e dos operadores de equipamentos, pode-se dizer que é regular nas instituições de saúde. A maioria (81%) não realiza treinamentos com seus funcionários, pretendem implantar um programa de qualidade total e estão sempre precisando de pessoal especializado.

Podemos concluir, com esta análise, que se justifica a criação de um curso técnico na área de equipamentos médico-hospitalares, principalmente se ele for voltado para a área de manutenção de equipamentos médico-hospitalares eletroeletrônicos. A carência é grande nesta área e o egresso deste curso poderá atuar junto às instituições de saúde, como técnico contratado, dando treinamento para os operadores de equipamentos ou prestando serviços de assistência técnica de forma terceirizada.

Perfil de Formação do Egresso

O profissional formado no curso teve as atribuições definidas a partir de informações colhidas através de pesquisa no mercado de trabalho da Paraíba, podendo exercer funções que lhe permitam:

- Instalar de Sistemas de Alimentação de energia elétrica em Instituições de Saúde, acompanhando profissionais com formação específica para tal, como engenheiros e tecnólogos;
- Executar manutenção em sistemas de alimentação de energia existentes em Instituições de Saúde;
- Executar a instalação de equipamentos eletromédicos, com acompanhamento de Engenheiros ou tecnólogos responsáveis e da equipe médica que os utiliza;
- Realizar manutenção eletro-eletrônica em equipamentos médicos, diagnósticos ou terapêuticos, pertencentes a Instituições de Saúde, em nível compatível com sua formação;
- Responsabilizar-se pela manutenção, em nível técnico, de equipamentos elétricos em instituições de saúde que possuam setores voltados para este fim;
- Atuar em serviços que realizem a calibração e aferição de equipamentos eletromédicos, dentro das limitações impostas por sua formação.

Organização Curricular Implementada

Observando-se as Diretrizes Curriculares para os Cursos Técnicos de Nível Médio [2], e a avaliação do mundo trabalho que foi realizada e descrita na seção anterior, implementou-se a organização curricular mostrada em blocos no fluxograma da figura 2.

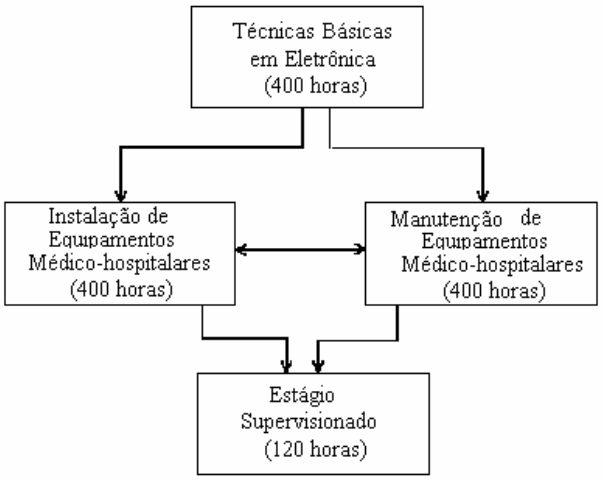


Figura 2 – Percurso de Formação

O objetivo do módulo 1(Técnicas Básicas em Eletrônica) é levar o aluno a conhecer as diversas tecnologias na área de eletrônica, capacitando-o para o trabalho em manutenção eletrônica de uma forma geral. O módulo também conscientiza o aluno sobre a importância do conhecimento de outras áreas, como meio-ambiente, saúde e segurança no trabalho.

O aluno deve adquirir as seguintes competências ao término do módulo 1: Conhecer o funcionamento dos circuitos elétricos em corrente contínua e alternada adequadamente, desenvolvendo a capacidade de análise e síntese dos mesmos; Identificar componentes eletro-eletrônicos e interpretar suas especificações técnicas; Trabalhar com circuitos eletrônicos analógicos e digitais, conhecendo o comportamento de componentes semicondutores, seu princípio de funcionamento, aplicações e limitações; Aplicar conhecimentos de anatomia e fisiologia humanas em nível compatível com a finalidade do do curso; Conhecer a estrutura do sistema de saúde no Brasil; Atuar de forma a minimizar os riscos de danos ambientais advindos da utilização das tecnologias aplicadas à saúde; Portar-se profissionalmente segundo os princípios de higiene e segurança no ambiente de trabalho.

O objetivo do módulo 2 (Instalação de Equipamentos Médico-hospitalares) é levar o aluno a conhecer as diversas tecnologias na área de equipamentos médico-hospitalares, capacitando-o para o trabalho em instalação de equipamentos médico-hospitalares. O módulo conscientiza o aluno sobre a importância do conhecimento das tecnologias mais atuais, não deixando de lado as mais antigas, que muitas vezes ainda são muito utilizadas.

Ao final do módulo 2 o aluno deverá ter desenvolvido as seguintes competências: conhecer os princípios físicos associados à geração e captação de sinais biológicos utilizados por equipamentos eletromédicos; Instalar sistemas de alimentação elétrica em Instituições de saúde, obedecendo às normas

técnicas recomendadas pela legislação pertinente; Aplicar os conceitos de Manutenção referentes a equipamentos eletromédicos, nos níveis corretivo, preventivo e preditivo; Executar manutenção corretiva, preventiva e preditiva em instalações e elétricas de Instituições de Saúde; Avaliar e minimizar possíveis riscos à saúde de pacientes e equipe médica associados à utilização inadequada de equipamentos eletromédicos; Conhecer e executar procedimentos de assepsia quando do manuseio de equipamentos médico-hospitalares oriundos de contato com pacientes; Saber portar-se em Unidades de Tratamento Intensivo ou Centros Cirúrgicos, quando em realização de serviços técnicos nos referidos setores;

O objetivo do módulo 3 (Manutenção de Equipamentos Médico-hospitalares) é levar o aluno a conhecer os diversos tipos de manutenção na área de equipamentos médico-hospitalares, capacitando-o para o trabalho em manutenção de equipamentos médico-hospitalares. O aluno aprenderá noções básicas do funcionamento dos equipamentos médico-hospitalares, bem como adquirirá o conhecimento de suas estruturas internas. Aprenderá a reconhecer e identificar placas, memórias, processadores, sensores, atuadores, etc. Saberá instalar um equipamento, bem como identificar o problema quando algo estiver incorreto e corrigi-lo.

Ao final do módulo 3 o aluno deverá ter desenvolvido as seguintes competências: executar manutenção em equipamentos eletromédicos microprocessados; Realizar a Calibração e Aferição de equipamentos eletromédicos; Conhecer o funcionamento de equipamentos de alta complexidade que trabalham com a geração de imagens médicas; Realizar projetos segundo as normas que envolvem metodologia e pesquisa científica; Produzir documentação técnica aplicada à manutenção de equipamentos médico-hospitalares; Auxiliar na instalação de equipamentos eletromédicos de alta complexidade.

O Estágio supervisionado pode ser feito a partir da conclusão do módulo 2 e/ou módulo 3 e visa aprimorar os conhecimentos adquiridos ao longo do curso técnico, dando-lhe melhores condições para desempenhar as competências desenvolvidas.

Discussões e Conclusões

Como principal aspecto positivo devemos citar o fato do Curso Técnico em Instalação e Manutenção de Equipamentos Médico-hospitalares ter sido criado seguindo a metodologia dos cursos por competência e com um foco especificado. Para balizar sua criação foi feita uma análise de mercado, com pesquisa detalhada sobre o campo de trabalho para o egresso, na região de maior influência do CEFET-PB.

Além da vantagem da metodologia utilizada na criação e execução do referido curso, associou-se também a larga experiência da instituição em cursos nesta área tanto em nível médio como em nível de qualificação profissional.

Como agentes facilitadores deste projeto, consideramos a qualificação do corpo docente do CEFET-PB, com mestres e doutores na área, bem como com profissionais que trabalham em hospitais e estabelecimentos assistenciais de saúde (EAS), e os laboratórios existentes na instituição, laboratórios estes onde se pode instalar, realizar manutenção, aferição e calibração de equipamentos médico-hospitalares.

Finalmente, devemos ressaltar a importância dos hospitais e secretarias de saúde conveniados com o CEFET-PB, como o Hospital Universitário Lauro Wanderley da Universidade Federal da Paraíba – UFPB, o Hospital Senador Humberto Lucena e a Secretaria de Saúde do Município de João Pessoa, cujo convênio possibilitou aos alunos a vivência do mercado de trabalho para uma área tão carente de pessoal qualificado.

Referências

[1] SENAI, DN. , *Metodologias para Desenvolvimento e Avaliação de Competências: Formação e Certificação Profissional*, Brasília: Editora do SENAI, pp. 11-15, 2003.

[2] MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO, *Referenciais Curriculares Nacionais da Educação profissional de nível Técnico,* Brasília: Editora do MEC, 2000.

[3] GEWEHR, P. M., ABATTI P. J., BELTRÃO, P. A. C., GAMBA H. R. *Proposta de Implementação do Curso Técnico em Equipamentos Médico-Hospitalares no CEFET-PR*, Anais do I Fórum Nacional de Ciências e Tecnologia em Saúdes, pp 661-664 (nov)1992.

[4] BARROS, A.T., FLORENTINO, H.R., RODRIGUES, S.A. *GEMDI - Geração de Material Didático como Ferramenta de Apoio aos Cursos da Área de Equipamentos Médico-hospitalares do CEFET-PB* Anais do IV Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, 1998.

[5] DIAMOND, R. M. , *Designing & Assessing Courses & Curricula, a Practical Guide*, San Francisco: Jossey-Bass Publishers, 1998.

CLASSIFICATION OF NEEDLE EMG SIGNALS BY ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS AND AUTOREGRESSIVE MODELING

P.H.Pires* and C.Itiki*

*Escola Politécnica da Universidade de São Paulo -PTC,
Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB - EPUSP), São Paulo, SP, Brasil

e-mail: ppires@dixtal.com.br

Abstract: **In this work, a multi-layer feed-forward neural network was used to classify autoregressive coefficients of needle EMG signals, for diagnostic purposes. The classification rate obtained with this artificial neural network (81%) was higher than the rate obtained by Fisher's linear discriminant (70%). The combined use of cepstral, spectral and autoregressive parameters contributed to a slight increase in the classification rate (85%). These results indicate that autoregressive coefficients of needle EMG signals and artificial neural networks can provide useful information for neuromuscular disease diagnosis.**

Keywords**: Autoregressive modeling; Needle EMG signals; Artificial neural network; Fisher's linear discriminant.**

Introduction

Electromyographic (EMG) signal analysis is a very valuable tool for a correct diagnosis of neuromuscular diseases [1]. Several automatic classification methods have been used to separate myopathic, neuropathic and normal EMG signals, such as, Fisher's linear discriminant [2], artificial neural networks [3], [4] [5], and multivariate discriminant analysis [6]. These classification methods are based on a variety of parameters—number of turns [7], peak amplitude and width [8], autoregressive coefficients [3], spectral parameters [5], cepstral coefficients [4], and wavelet parameters [9].

The classification of auto-regressive coefficients has provided controversial results. For surface EMG signals, classification rates have reached levels above eighty percent [2], [3]. However, for needle EMG signals, a fifty one percent rate has been reached [4]. Since needle electrodes are used in clinical practice, instead of surface electrodes, it would be reasonable to expect that the classification rates obtained for needle EMG signals would be as high as the ones obtained for surface EMG signals.

This works aims to verify if artificial neural networks can be used to classify autoregressive coefficients of needle EMG signals. The contribution of additional features, such as, cepstral coefficients [10] and spectral parameters [5], will be also evaluated.

Materials and Methods

In this work, needle EMG signals were obtained from a data bank of 72 normal, 56 myopathic and 43 neuropathic signals. These signals were previously recorded from 6 normal, 6 myopathic and 5 neuropathic subjects at 50% of maximum voluntary contraction and band-limited to 10 kHz.

We performed signal acquisition at 25 kHz. Every single 800 ms signal passed the stationarity run test [11], which was applied for both mean and variance of 40 ms segments and was computed at a 5% significance level.

Training and testing groups: Signals were separated into a training group and a testing group. Eighteen signals of each class—normal, myopathic and neuropathic—were selected for the testing group. Each set of 18 signals corresponded to two patients. The signals of the remaining patients were included in the training group.

Autoregressive Coefficients: Several authors [4], [2], [10] consider the EMG signal as the output of an autoregressive (AR) system, whose input is a zero-mean white noise. The model can be described by Equation 1

$$x(n) = -\sum_{k=1}^{p} a(k).x(n-k) + u(n), \qquad (1)$$

where $x(n)$ is the output of the AR model, $a(k)$ are the AR coefficients, p is the model order and $u(n)$ is the input of the AR model.

We used Burg's method [12] to estimate the autoregressive coefficients and the power spectral density. Matlab® provides a built-in function named *pburg*. The model order of 33 was chosen [13], by applying the BIC criterion to all signals.

Spectral Parameters: We computed three spectral parameters—median frequency, kurtosis and skewness [5], [14]. In this work, the functions that calculate these parameters were implemented in Matlab®.

The median frequency is the frequency that divides the power spectral density into two parts of equal energy [1].

The skewness is the third central moment divided by the cube of the standard deviation [15]. It indicates if the power spectral density is asymmetric to the right (positive values) of its mean frequency or to the left

(negative values). The central moment of order k is given by Equation 2.

$$m_k = \frac{\sum_{i=1}^{N} \left(f_i - \bar{f} \right)^k \cdot Pxx_i}{\sum_{i=1}^{N} Pxx_i}, \qquad (2)$$

where N is the number of frequency components, $\bar{f}$ is the mean frequency, f_i is the frequency and Pxx_i is the corresponding power spectral density component.

The kurtosis is the fourth central moment divided by fourth power of the standard deviation. It indicates if the bilateral power spectral density is flat (value below 3) or peaked (value above 3) in comparison to a Gaussian distribution [15].

Cepstral Coefficients: The first-order cepstral coefficient h_1 is the negative of the first autoregressive coefficient a_1. The remaining cepstral coefficients are obtained by Equation 3 [16], for $2 < n \leq p$, where p is the autoregressive model order.

$$h_n = -a_n - \sum_{k=1}^{n-1} \left(1 - \frac{k}{n} \right) \cdot a_k \cdot h_{n-k} \; . \qquad (3)$$

According to Kang et al. [10], even though the cepstral coefficients are derived from the autoregressive coefficients a_k, the nonlinear nature of the transformation brings a new contribution to the classification.

Principal component analysis: When neural networks are used for classification purposes, the computational load decreases as the number of inputs is reduced [14]. Besides that, whenever the number of input parameters is comparable to the number of training cases a reduction in the input data set dimensionality is necessary. In order to reduce the number of features used as neural network inputs, we performed principal component analysis [17]. The parameters of the training group signals were normalized and were used to calculate the transformation matrix. The product between this transformation matrix and the input data matrix provided the orthogonal components whose contribution was greater than 1% of the total variation in the data set. The transformation matrix was then applied to the normalized parameters of the testing group signals. It resulted in 14 features for each signal, when only the autoregresssive coefficients were considered, and in 19 features, when the cepstral and spectral parameters were also included.

Artificial Neural Network Architecture: The features extracted from the previous step were considered inputs of a Multi-layer Feed-forward Neural Network and the back-propagation method was used as a learning algorithm [18]. This specific architecture is frequently used in the EMG signal classification [19], [3], [14], [7], [4]. Two hidden layers were used, since this model is able to find the boundaries of complex decision regions [7]. The number of neurons was chosen empirically [19], [3], [14], [7]: eleven neurons in the first hidden layer and three in the second hidden layer, when only the autoregressive coefficients were considered. When all parameters—autoregressive, cepstral and spectral parameters—were used, the first layer had sixteen neurons and the second layer, nine.

Artificial Neural Network Training: The networks were trained with the Matlab® function *traingdx*, which combines adaptive learning rate with momentum training [20]. It was chosen because of its good performance and fast algorithm. They were trained until a mean squared error goal of 0.001 was reached or until the number of iterations was 10,000, whichever occurred first. Smaller mean squared error goals or more iterations didn't improve the results. A hyperbolic tangent sigmoid (Matlab® function *tansig*) was used as the transfer function.

Fisher's Discriminant: For comparison purposes, we also classified the signals by Fisher's Linear Discriminant [21], [22], which is a standard method used in EMG classification [2], [3].

Two-step classification: We used a two-step classification procedure [2], since it provides better results than the single-step classification of signals (directly into normal, myopathic and neuropathic classes) [5]. In the first step, EMG signals were classified as normal or pathological. In the second step, the signals classified as pathological were reclassified as myopathic or neuropathic.

Results

Applying artificial neural networks (ANN) and Fisher's Linear Discriminant (FLD) to the data set extracted from autoregressive coefficients, we obtained the classification results shown in Table 1. The number on the left side of the dash represents ANN results, and the number on the right side of the dash represents FLD results. Eighty one percent of the signals were classified correctly by ANN, and seventy percent by FLD.

Table 1 - Classification using the features extracted from the autoregressive coefficients.

	Classified Normal ANN/FLD	**Classified Myopathic** ANN/FLD	**Classified Neuropathic** ANN/FLD
Normal	16 / 13	2 / 2	0 / 3
Myopathic	1 / 4	15 / 10	2 / 4
Neuropathic	0 / 2	5 / 1	13 / 15

Using the features extracted from autoregressive, cepstral and spectral parameters, we obtained the classification results shown in Table 2. Eighty five percent of the signals were classified correctly by ANN and sixty seven percent by FLD.

Table 2 - Classification using the features extracted from autoregressive, cepstral and spectral parameters.

	Classified Normal ANN/FLD	**Classified Myopathic** ANN/FLD	**Classified Neuropathic** ANN/FLD
Normal	17 / 13	1 / 3	0 / 2
Myopathic	1 / 2	14 / 6	3 / 10
Neuropathic	2 / 1	1 / 0	15 / 17

Discussion

According to Tables 1 and 2, regardless of the set of features, the classification rates obtained by artificial neural networks were higher than the ones obtained by Fisher's linear discriminant. This result is in agreement with Abou-Chadi et al. [3], who obtained a similar result for surface EMG signals.

The concomitant use of spectral, cepstral and auto-regressive parameters caused an increase from 81.5% to 85.2% in the classification rate obtained by artificial neural networks. However, it caused a reduction from 70.4% to 66.7% in the classification rate obtained by Fisher's linear discriminant. These results indicate that spectral and cepstral parameters do not bring a significant contribution to the classification rates.

Our classification rates are within the range of 60% to 87.5% obtained by Abou-Chadi et al. [3] and Inbar and Noujaim [2], for Fisher's linear discriminant and surface EMG signals.

In our work, the classification rate of autoregressive coefficients of needle EMG signals, by artificial neural networks, was 81.5%. This rate is much higher than the rate obtained by Pattichis et al. [4], which was 51.2%. Since they have also classified autoregressive coefficients of needle EMG signals, by artificial neural networks, we assume that methodological differences might have caused this difference in the results. In our work, the signal length was 800ms, which is in agreement to the range of 500ms to 800ms used by Berzuini et al. [5], About-Chadi et al. [3] and Inbar and Noujaim [2]. On the other hand, Pattichis et al. [4] used a length of 25,6ms. Another methodological difference is related to the model order. We used autoregressive models of order 33, with the selection of 14 features by principal component analysis. Pattichis et al. [4] used all the coefficients of autoregressive models of order 12.

Conclusion

We used needle EMG signals of 800 ms length, recorded at 50% of maximum voluntary, high-order autoregressive models and principal component analysis for feature selection. For the above conditions, artificial neural networks can be used to classify autoregressive coefficients of needle EMG signals, with higher classification rates than Fisher's linear discriminant.

The sole use of autoregressive coefficients provided similar results as the combined use of autoregressive, cepstral and spectral parameters.

Acknowledgements

We thank Prof. D.B. Sanders and the Medical Center of the University of Duke for providing the signals used in this work. We also thank Ms. I.K. Ike for acquiring the EMG signals in our laboratory and Mr. M.Y. Barretto for implementing Fisher's linear discriminant method in Matlab®.

References

[1] DESMEDT, J.E. *New developments in electromyography and clinical neurophysiology*, Basel: S. Karger, 1973.

[2] INBAR, G.F., NOUJAIM, A.E. "On Surface EMG Spectral Characterization and its Application to Diagnostic Classification", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 31(**9**):597-604, September 1984.

[3] ABOU-CHADI, F.E., NASHAR, A., SAAD, M. "Automatic analysis and classification of surface electromyography", *Frontiers of Medical and Biological Engineering*, **11**:13-19, 2001.

[4] PATTICHIS, C.S., ELIA, A.G. "Autoregressive and cepstral analyses of motor unit action potentials", *Medical Engineering & Physics*, **21**:405-419, 1999.

[5] BERZUINI, C., MARANZANA-FIGINI, M., BERNARDINELLI L. "Effective use of EMG parametes in the assessment of neuromuscular diseases", *Int. J. Bio-Medical Computing*, **13**:481-499, 1982.

[6] WIMALARATNA, H.S., TOOLEY, M.A., CHURCHILL, E., PREECE, A.W., MORGAN, H.M. "Quantitative surface EMG in the diagnosis of neuromuscular disorders", *Electromyogr. Clin. Neurophysiol*., 42(**3**):167-174 , April-May 2002.

[7] PATTICHIS, C.S., SCHIZAS, C.N., MIDDLETON, L.T. "Neural Network Models in EMG Diagnosis", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42(**5**): 486-496, May 1995.

[8] CENGIZ, B., OZDAG, F., ULAS, U.H., ODABASI, Z., VURAL, O. "Discriminant analysis of various concentric needle EMG and macro-EMG parameters in detecting myopathic abnormality", *Clin. Neurophysiol*., 113(**9**): 1423-1428, September 2002.

[9] STRAMBI, S.K., ROSSI, B., DE MICHELE, G., SELLO, S. "Effect of medication in Parkinson's disease: a

wavelet analysis of EMG signals", *Med. Eng. Phys*., 26(**4**):279-290, May 2004.

[10] KANG, W.J., SHIU, J.R., CHENG, C.K., LAI, J.S., TSAO, H.W., KUO, T.S. "The Application of Cepstral Coefficients and Maximum Likelihood Method in EMG Pattern Recognition", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42(**8**):777-785, August 1995.

[11] BENDAT, J.S., PIERSOL, A.G. *Random Data – Analysis and measurement procedures*, 2nd. ed., New York: John Wiley & Sons, 1986.

[12] MARPLE, S.L. *Digital Spectral Analysis: with Applications*, Englewood Cliffs: Prentice-Hall, 1987.

[13] SHIROTA, C., ITIKI, C. "Estudo da ordem de modelos auto-regressivos para sinais eletromiográficos normais, miopáticos e neuropáticos". *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB 2002)*, **5**:352-354, São José dos Campos: Universidade do Vale do Paraíba, 2002.

[14] GALLANT, P.J., MORIN, E.L., PEPPARD, L.E. "Feature-based classification of myoeletric signals using artificial neural networks", *Med. Biol. Eng. Computing*, **36**:485-489, 1998.

[15] COSTA NETO, P.L.O. *Estatística*, São Paulo, Edgard Blücher, 1977.

[16] RANGAYYAN, R.M. *Biomedical Signal Analysis: a case-study approach* , New York: John-Wiley, 2002.

[17] JOLLIFFE, I. T. *Principal Component Analysis*, New York: Springer-Verlag, 1986.

[18] HAYKIN, S. *Neural Networks - A comprehensive foundation* 2nd ed., Upple Saddle River: Prentice-Hall, 1999.

[19] ABEL, E.W., ZACHARIA, P.C., FORSTER, A., FARROW, T.L. "Neural network analysis of the EMG interference pattern", *Med. Eng. Phys.*, **18**:12-17, January 1996.

[20] VOGI, T.P., MANGIS, J.K., RIGLER, A.K., ZINK, W.T., ALKON, D.L. "Accelerating the convergence of the backpropagation method", *Biological Cybernetics*, **59**:256-264, 1988.

[21] NADLER, M., SMITH, E. P. *Pattern Recognition Engineering*, New York: Wiley, 1993.

[22] KOHN, A. F. *Reconhecimento de Padrões. Uma Abordagem Estatística*, São Paulo: EDUSP, 1998.

INTERAÇÃO USUÁRIO-TECLADO: ANÁLISE DA DINÂMICA DE DIGITAÇÃO PARA AUTENTICAÇÃO DE USUÁRIOS

R. M. Almeida* e H. J. Q. Oliveira*.

* UMC - Universidade de Mogi das Cruzes / NPT, Mogi das Cruzes, Brasil.

e-mails: rdemaio2@yahoo.com.br; quintino@umc.br

Abstract: There are several user authentication methods in use by computing systems like passwords, random questions and biometrics measurements based in physiological or behavioral characteristics. This work relates a development of a methodology to analyze the user keystroke dynamics, connecting the users behavior with rules to authenticate them. The first stage of this work was to know if there are expressive differences among keystroke dynamics from some users. It was utilized two classification techniques: Euclidian Distance and Scalar Product. After the end of all stages, will be possible to analyze the system with the methodology to defining the user profile and the expectancy is the occurrence of an increase of performance.

Palavras-chave: Análise da dinâmica de digitação. Autenticação de usuários.

Introdução

Atualmente está se tornando comum o uso dos métodos biométricos para superar as limitações relativas à autenticação de usuários em sistemas que utilizam apenas senha de acesso [1-5]. Em particular, há uma necessidade de autenticar usuários de ambientes virtuais de aprendizagem à distância que não podem realizar avaliações presenciais, especialmente os portadores de necessidades especiais que necessitam de certificação. Quando um ambiente desta natureza utiliza apenas a autenticação por meio de *login* e senha surge uma suscetibilidade à ocorrência de fraudes, uma vez que o nível de certeza do sistema de identificação em relação a quem está interagindo com o ambiente virtual de aprendizagem é nulo. Isto ocorre porque neste tipo de aplicação o usuário não tem algo relevante a proteger.

Uma forma de resolver esta questão é utilizar uma autenticação em tempo real e que utilize características que o usuário não possa fraudar. Os métodos biométricos atendem a estes quesitos. Eles podem ser baseados em características fisiológicas, como íris, impressão digital e retina, ou em características comportamentais, como a análise da dinâmica de assinatura, dinâmica de digitação e dinâmica de movimentação do mouse [1].

A análise da dinâmica de digitação é um método biométrico que chama a atenção por não precisar de nenhum dispositivo adicional para ser aplicado, o que torna sua instalação simples e barata e por não interferir nos hábitos do usuário. Apesar dessas vantagens, é um método sujeito a influências como habilidade, humor e cansaço, assim como todos os métodos que são baseados em características comportamentais [2-3].

Sendo assim, propomos desenvolver uma metodologia para determinar quais parâmetros da digitação podem ser relacionados com a sua dinâmica, de modo que sejam determinados critérios possíveis de serem utilizados para autenticar o usuário e seu comportamento. Usando o resultado desta metodologia será desenvolvido, em um trabalho futuro, um sistema de autenticação de usuários voltado a um ambiente virtual de aprendizagem, com ênfase ao usuário portador de necessidades especiais.

Esta aplicação tem como desafio o fato dos alunos não terem informações relevantes a serem preservadas e sim o eventual desejo de compartilhar seu acesso para obter ajuda nos mecanismos de medida de desempenho.

Materiais e Métodos

A análise da dinâmica de digitação pode ser estática ou contínua. A análise estática é realizada apenas num único momento e com dados específicos, como o *login*. A análise contínua monitora o padrão de digitação do usuário durante todo o tempo que ele interage com o teclado[2]. Neste trabalho o comportamento dos voluntários foi examinado, tanto estaticamente quanto continuamente, medindo um conjunto de parâmetros que se entende serem representativos da dinâmica de digitação.

Inicialmente foi coletado um conjunto de informações qualitativas sobre o voluntário para complementar a análise. Eles informam durante o cadastro os seguintes dados:

a) idade;

b) aptidão motora: o usuário indica se é destro, canhoto ou ambidestro;

c) profissão;

d) curso e série, caso o voluntário seja estudante;

e) finalidades de utilização do computador;

f) freqüência de utilização do computador;

g) local habitual de utilização do computador;

h) nível conhecimento da língua inglesa;

i) desconforto: o usuário informa se já apresentou algum desconforto ou dor nos membros superiores onde ele acredita ter ocorrido devido a longos períodos de digitação.

j) se domina a técnica de datilografia;

l) se o tipo do teclado utilizado no teste é igual ao utilizado habitualmente.

Os parâmetros utilizados para avaliar a dinâmica de digitação dos voluntários são descritos a seguir:

- Código da tecla: registra o código proveniente do teclado que identifica especificamente a tecla pressionada. Este código é importante, pois permite fazer o mapeamento da movimentação do usuário sobre o teclado e o mouse quando este último é utilizado durante a digitação. O código ASCII de cada tecla é obtido simultaneamente ao código do teclado.

- Intervalos de ação sobre o teclado: neste parâmetro toma-se o relógio do computador em três momentos a cada duas teclas pressionadas. O primeiro quando a tecla é pressionada, o segundo quando a tecla é liberada e o terceiro quando a próxima tecla é pressionada.

O protocolo utilizado mede estes parâmetros enquanto o voluntário digita três tipos de textos:

Texto A - Dados específicos do usuário: a fim de avaliar a dinâmica de digitação de forma mais ampla, com informações do seu universo. Estes dados são o próprio nome, cidade onde nasceu, nome dos pais, cor, fruta e esporte preferidos.

Texto B - Digitação de um texto em Língua Portuguesa. O texto trata do esclarecimento desta pesquisa e foi elaborado de forma que todos os dedos teclem aproximadamente a mesma quantidade de vezes caso seja usada a técnica de datilografia [6].

Texto C - Digitação de palavras na Língua Inglesa. O voluntário digita o nome de algumas cores em inglês duas vezes, possibilitando a análise da dinâmica de digitação em palavras de outro idioma. As palavras são digitadas duas vezes para que a quantidade de caracteres digitados seja próxima à do texto B.

O protocolo de aquisição dos parâmetros solicita que o voluntário digite os três tipos de textos acima na seguinte ordem: A, B, C, A, C, A, C e A, totalizando 4 séries do texto A, 1 do texto B e 3 do texto C. Os tipos de teste foram intercalados para minimizar a repetição sistemática, diminuindo os efeitos de um possível treinamento.

Os dados referentes ao texto A são coletados 3 vezes em cada série para totalizar um conjunto de 12 amostras de cada dado. Esta quantidade é usada por ter relevância estatística. O valor três vezes, para cada série, foi escolhido para coincidir com a quantidade de tentativas usualmente permitidas num sistema de autenticação.

Os dados do texto B são coletados apenas uma vez, pois trata de um texto genérico, do tipo que o usuário só digita uma vez. Nesta situação acredita-se que o comportamento seja diferente daquele em que o usuário digita repetidamente.

Os dados do texto C são coletados 2 vezes em cada série, para verificar a variação de comportamento quando são digitadas palavras não usuais.

Este protocolo permite a obtenção de informações além da simples medida dos intervalos entre teclas, ou seja:

- Intervalo de pressionamento de uma tecla e o intervalo entre o pressionamento de teclas consecutivas;
- Intervalos normalizados em relação ao tempo total de digitação de algumas palavras;
- freqüência de uso do mouse na interação com o teclado;
- procedimento de correção dos erros;
- freqüência de erros;
- quantidade de erros
- tempo de reação ao detectar erros;
-variação comportamental em função do tipo de texto;
- variação comportamental em função do tipo de erro.

Cada um destes parâmetros e outros que não foram citados podem receber um tratamento estatístico específico. Além disso, o tratamento estatístico de cada parâmetro pode variar em função da aplicação e da quantidade de usuários a serem analisados.

Neste trabalho foram analisados 21 voluntários. Para esta quantidade pode-se usar dados estatísticos como média, desvio padrão e distância Euclidiana, pois são suficientes para fazer as distinções e estabelecer as relações entre os voluntários.

A fim de produzir uma validação prévia foi feito um estudo de classificação da dinâmica de digitação usando 12 voluntários. A finalidade era verificar, inicialmente, se há diferença entre as dinâmicas de digitação. Os dados foram tratados como se fizessem parte de um sistema de autenticação através da dinâmica de digitação.

Considerou-se que o próprio nome seria facilmente digitado por um usuário de computador, uma vez que é uma informação do seu cotidiano. Assim um voluntário foi escolhido como referência. Foi solicitado que ele digitasse seu próprio nome diversas vezes em ocasiões diferentes, totalizando 50 amostras. Enquanto o voluntário digitava, foram monitorados os intervalos de pressionamento entre a primeira e a segunda tecla, entre a segunda e a terceira tecla, até o intervalo entre a penúltima e a última tecla.

As amostras de digitação coletadas foram do primeiro nome do autor deste trabalho (Rodrigo). Os intervalos medidos foram entre o pressionamento das teclas R-O, O-D, D-R, R-I, I-G e G-O.

O perfil do voluntário referência foi obtido pela média dos intervalos das 50 amostras.

Para testar o sistema foi solicitado que 11 outros voluntários também digitassem o nome do voluntário referência 12 vezes, resultando em 132 amostras que foram consideradas como tentativas de acesso indevido.

Dos intervalos de digitação calculou-se a proporção de cada intervalo em relação ao tempo total. O objetivo foi verificar se mesmo variando o valor absoluto do intervalo de transição entre os caracteres a proporção em relação ao tempo total se mantém aproximadamente constante. Este parâmetro pode minimizar o efeito da variação na dinâmica causado pelo cansaço, humor, etc.

Cada voluntário teve seu perfil elaborado através dos valores normalizados dos intervalos de digitação conforme descrito na lista de parâmetros citada anteriormente. Assim, cada intervalo entre teclas foi tratado como um valor percentual.

O perfil de cada voluntário foi comparado com os dos demais através de gráficos que relacionam o intervalo da transição entre caracteres e seu respectivo valor percentual em relação ao tempo total de digitação da palavra.

Os dados coletados para validar a diferença do ritmo de digitação foram submetidos às técnicas de classificação Distância Euclidiana e Produto Escalar de onde foram calculados os valores parciais das Taxas de Falsa Aceitação (TFA) e de Falsa Rejeição (TFR). A TFA indica quando não é o usuário correto e o sistema o autentica e a TFR indica quando é o usuário correto e o sistema não o autentica, o que permite avaliar melhor um sistema biométrico dessa natureza.

A distância Euclidiana mede a similaridade entre dois conjuntos de dados e pode ser definida como:

$$D(R,U) = \left[\sum_{i=1}^{N} (r_i - u_i)^2 \right]^{1/2} \qquad (I)$$

Onde:

D (R,U) é a Distância Euclidiana entre os conjuntos R e U.
r_i é o r-ésimo dado do conjunto R.
u_i é o u-ésimo dado do conjunto U.
N é o número de dados.

Quanto menor o valor da Distância Euclidiana [D(R,U)], maior a similaridade.

Na classificação através do Produto Escalar é verificado o co-seno do ângulo entre os vetores referência e vetores amostrados, que são calculados através do Teorema dos Co-senos. Quanto maior a similaridade entre a amostra e a referência maior será o co-seno entre os vetores.

Após a realização da análise, estão definidos os parâmetros que influenciam na dinâmica de digitação de um usuário e como eles estão correlacionados. Assim, será elaborado o sistema de autenticação de usuários baseado na dinâmica de digitação. Esse sistema será aplicado ao projeto *Frame of Mind* [7, 8], que trata de um novo modelo de ensino à distância, desenvolvido na Universidade de Mogi das Cruzes.

Resultados

Pode-se visualizar, na figura 1 as curvas de tendência, formadas pela dinâmica de digitação do usuário referência, em cada amostra dos intervalos de digitação e a média das amostras.

Colocando as médias das curvas de tendência de todos os usuários, inclusive do usuário referência (mostrada na figura 1), obtém-se o gráfico da figura 2.

Submetendo as amostras obtidas às técnicas de classificação, o sistema apresentou, com a classificação através da Distância Euclidiana, uma TFA de 5,3% e uma TFR de 5,77% e com a classificação através do Produto Escalar, uma TFA de 6,06% e uma TFR de 3,85%.

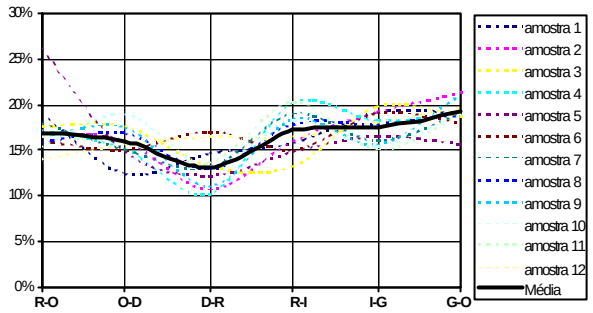


Figura 1 : Curvas de tendência do usuário referência.

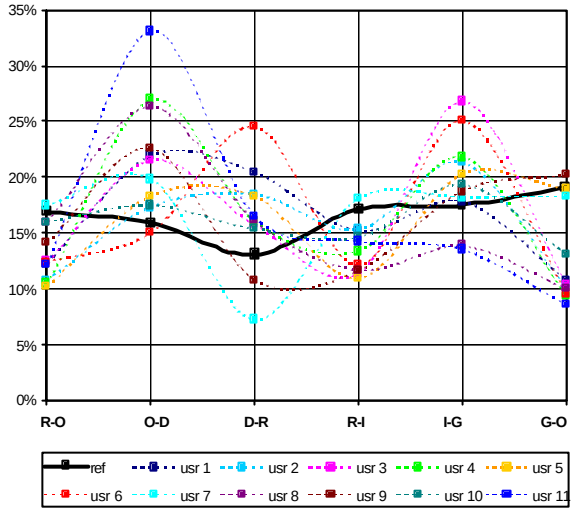


Figura 2: Médias de todos os usuários, inclusive o usuário referência.

Além da TFA e da TFR pode-se perceber, numa primeira análise desses gráficos, que há uma diferença qualitativa na relação dos intervalos de digitação entre o usuário referência e os demais usuários.

Este procedimento permitiu que a diferenciação entre os voluntários fosse bem evidenciada. Assim partiu-se por uma diferenciação mais explícita utilizando um texto genérico. Neste caso optou-se por escolher algumas palavras do texto B para fazer as correlações entre os voluntários.

Ao submeter estas palavras do texto B às técnicas de classificação Distância Euclidiana mantendo os mesmos limiares de decisão estabelecidos na análise prévia e executando esse procedimento de forma que todos os voluntários fossem referência em relação aos demais pelo menos uma vez houve diferenciação em 95,9% das tentativas, ou seja, houve uma TFA de 4,09%. Como este não é um procedimento de autenticação a TFR não é medida.

Os demais parâmetros, como freqüência e quantidade de erros, procedimento de correção de erros, tempo de reação ao detectar erros e as variações de comportamento apresentam uma diferenciação explicita entre os usuários quando observadas qualitativamente.

No entanto, uma avaliação quantitativa ainda depende de um tratamento estatístico mais apurado.

Discussão

Os sistemas de análise de dinâmica de digitação propostos por Furnell et al. [4], um com análise estática e outro com análise contínua, apresentaram, respectivamente, TFA de 8 %; TFR de 7% e TFA de 15%; TFR de aproximadamente 0%.

No trabalho de Monrose e Rubin [2], a taxa de identificação correta foi de 87.18% para a classificação pela técnica de Probabilidade com peso, 85.63% para a Probabilidade sem peso e 83.22% para a classificação através da Distância Euclidiana. Através da taxa de identificação correta pode-se estimar que a taxa de erro igual (TEI), ponto onde a TFR e a TFA apresentam o mesmo valor, tenha sido em torno de 6,41% para a classificação por Probabilidade com peso, 7,19% para a Probabilidade sem peso e 8,39% para a Distância Euclidiana. Entretanto, apesar destas taxas serem relativamente altas não há no artigo nenhum comentário a respeito da TFA e TFR, que são necessárias para quantificar o desempenho do sistema de autenticação.

Os resultados publicados por Guven e Sogukpinar [3] descrevem que o valor da TFA foi calculado como 1%, porém, não comentam sobre o valor da TFR, o que torna difícil uma análise do sistema uma vez que as duas taxas são importantes para a avaliação do sistema e são interdependentes. Pela taxa de sucesso comentada pelos autores - 89,3% utilizando amostras de usuários mistos (com e sem experiência em digitação), e de 95% somente com usuários experientes – pode-se estimar que a TEI tenha sido em torno de 5,35% para usuários mistos e 2,5% para usuários experientes. Mesmo com essa alta taxa de sucesso, os autores não indicaram se foi considerado sucesso quando o sistema autenticava o usuário correto, quando rejeitava o usuário incorreto, ou ambos.

Os resultados obtidos neste trabalho apresentam desempenho ligeiramente superior aos demais e ainda com algumas vantagens sobre eles. O rigor adotado na classificação dos dados é muito maior. A quantidade de parâmetros relevantes que estamos analisando permitirá em breve obter muito mais segurança e confiabilidade na autenticação e identificação dos usuários.

Conclusão

Comparando com os resultados de outros trabalhos nesta mesma área, observa-se que com esta metodologia já é possível fazer uma distinção satisfatória entre usuários através da análise da dinâmica de digitação. A quantidade de parâmetros relevantes abordados na análise permitirá fazer uma identificação muito mais precisa e com menor quantidade de dados.

Considerando os resultados obtidos nos trabalhos dos autores citados anteriormente e os resultados apresentados pelo sistema proposto, pode-se concluir que o desempenho deste sistema está acima dos demais e apresenta características para evoluir significativamente. Com os resultados obtidos através desta metodologia de análise do comportamento do usuário é que será possível desenvolver um sistema de identificação através da dinâmica de digitação.

A quantidade de dados disponível permite que seja feita uma análise muito mais ampla e precisa do que a apresentada aqui.

Agradecimentos

Ao CNPq – Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – pelo apoio financeiro.

À FAEP – Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa/UMC – pelo apoio financeiro.

Referências

[1] FURNELL, S.M., DOWLAND, P.S., ILLINGWORTH, H.M., REYNOLDS, P.L., "Authentication and supervision: A survey of user attitudes.", *Computers and Security*, ed. Elsevier, 19:529-39, 2000

[2] MONROSE, F., RUBIN, A. D., "Keystroke dynamics as a biometric for authentication.", *Future Generation Computer Systems*. ed Elsevier, 16:351-59, 2000.

[3] GUVEN, A., SOGUKPINAR, I., "Understanding users´ keystroke patterns for computer access security.", *Computers and Security*, ed. Elsevier, 22:695-703, 2003.

[4] FURNELL, S.M., MORRISEY, J.P., SANDERS, P.W., STOCKEL, C.T., 'Applications of keystroke analysis for improved login security and continuos user authentication', *Proc. 12th International Conference on Information Security*, Grécia, pp.283-93, 1996.

[5] ALEXANDRE, T. J., "Biometrics on smart cards: An approach to keyboard behavioral signature.", *Future Generation Computer Systems*, ed. Elsevier, 13:19-26, 1997.

[6] MAINARDIS FILHO, A., *Datilografia através dos pontos de apoio*, São Paulo:Ática, 1995.

[7] BARRETTO, S. F. A., PIAZZALUNGA, R., 'Using virtual environments as a strategy to improve the efficiency of the learning process', *Proc. 7th Annual Conference of the UNESCO International Centre for Engineering Education*, Mumbai, India, 2004.

[8] FRAME OF MIND, Internet site address: http://www.npt.umc.br/frameofmind acessado em 03/05/2004.

PESOPAC: DISPOSITIVO INTELIGENTE PARA EL REGISTRO DEL PESO DE PACIENTES CRÍTICOS

F. Haim*, R. Hernández*, R. Suárez*, F. Simini* y H. Píriz**

* Universidad de la República / Núcleo de Ingeniería Biomédica, Montevideo, Uruguay
** Universidad de la República / Departamento de Fisiopatolgía, Montevideo, Uruguay

e-mail: fiorella@fing.edu.uy

Abstract: PesoPac is an intelligent system that weights the bed and records the patient's weight evolution with a 100 g accuracy. The measure filters variations other than from the patient, as those due to objects present on the bed.
PesoPac shows the weight, records and displays it in a graphical way and prepares a detailed report for the clinical history. It is used in Intensive Medicine and Nephrology where its connection to the local network enables the feeding of a database.
PesoPac has four metallic bases upon which one can slide the bed and has a mini-computer at the head of the bed to display the data, with a network connection.

***Palabras clave*: Peso, registro ponderal**

Introducción

Variaciones en el peso de los pacientes reflejan variaciones en la cantidad de agua del organismo ya que 65% de su peso es agua. Estas variaciones pueden indicar cambios en los tratamientos o diagnosticar enfermedades que se caracterizan por acumular líquidos en el cuerpo. Si bien resulta vital conocer la evolución del peso de los pacientes críticos, no es conveniente moverlos debido a su condición, por lo que se descarta la posibilidad de pesarlos en una balanza común. Actualmente en Uruguay se utilizan métodos indirectos de medición: se estima la pérdida de líquido debida a la transpiración, mediante tablas o se realizan balances anotando todo lo que ingiere y elimina el paciente. Durante la investigación preliminar del proyecto se encontraron dos camas adaptadas para alojar balanzas industriales, ambas inutilizadas debido a desperfectos. Estas balanzas cuentan con un indicador de peso que despliega el peso actual. No se almacenan los datos, no se procesan en forma inteligente, ni se generan informes. En el mercado internacional tampoco se encuentran equipos con estas características, aunque algunos son más flexibles, ya que pueden utilizarse en cualquier cama, pero los precios son altos para la realidad nacional. PesoPac (PESO del PACiente) es un sistema de medida de la evolución de la masa corporal de un paciente. Consta de: elementos pesantes, un medio de adquisición y despliegue del peso y su evolución, comunicación con la red hospitalaria y un programa para bajar esos datos, visualizarlos y realizar informes.

El objetivo general era determinar el peso de pacientes críticos y registrar su evolución sin moverlos. Los objetivos específicos:

- medir las variaciones de peso del paciente.
- discriminar entre variaciones del peso del paciente y otras alteraciones de la señal peso.
- desplegar la información obtenida.
- almacenar los últimos datos y generar un informe para adjuntar a la historia clínica del paciente.

En el marco de los proyectos de fin de carrera del Núcleo de Ingeniería Biomédica (NIB) descritos en otra publicación [1] se emprendió el desarrollo de PesoPac al haber comprobado que era posible aportar elementos de originalidad a la solución del problema del monitoreo del peso. En el proyecto de PesoPac participa el Departamento de Fisiopatología de la Facultad de Medicina, en la financiación el Consejo de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICYT) y en las pruebas el Departamento de Medicina Intensiva del Hospital de Clínicas. Las actividades del NIB son coordinadas en el Departamento de Control y Electrónica Industrial del Instituto de Ingeniería Eléctrica de la Facultad de Ingeniería.

Materiales y Métodos

Uno de los desafíos consiste en medir pesos del orden de centenas de kilos con una precisión de 100 g (del orden del 1 ‰). Otro, distinguir las variaciones de peso no atribuibles al paciente. Además, las interfaces de usuario deben ser sencillas de utilizar, para que sea útil en la clínica. Se presentan los criterios de diseño y las tecnologías empleadas en cada bloque de PesoPac.

Los transductores utilizados son celdas de carga. Para tener un diseño flexible se utilizan celdas de plataforma, que no exigen una unión rígida con la cama e internamente corrigen el efecto de las fuerzas en ángulos que no sean los del eje de medida. Las celdas son de capacidad nominal de 100 kg, contando con un rango de medida de hasta 400 kg. Para cumplir con los objetivos y distinguir variaciones de 200 g, el error total de cada celda debe ser menor a 0,03%, las celdas

utilizadas tienen un error total de 0,02%. Para la elección de las celdas, se consideraron además aspectos constructivos: el tamaño máximo de plataforma que admiten, que es una medida indirecta de la compensación de la celda y debe ser suficiente para colocar una rueda de cama; la altura de la celda, que debe permitir colocar las bases bajo las patas de una cama sin gran esfuerzo; la protección ambiental necesaria para poder ser instaladas en un entorno donde podrían entrar en contacto con agua.

Bases. A cada celda se le coloca una plataforma de 15 x 15 cm y una rampa para facilitar la subida de una cama con ruedas. Se agregan barandas laterales que además de alojar a la rueda o pata de la cama impiden que la plataforma se doble, asas y goma deslizante. Se protegen los cables y los conectores. El esquema del diseño de las bases es el de la Figura 1. A partir de las 4 celdas de carga, se obtienen 4 señales de voltaje que se suman para obtener el peso total. Se realiza la suma analógica y luego se adquiere, según [2].

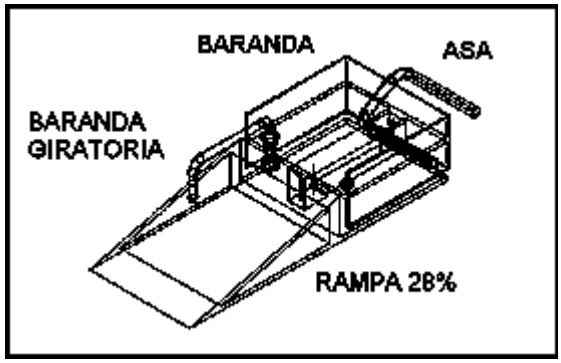


Figura 1: Perspectiva de una de las bases de PesoPac.

Estación PesoPac. La estación PesoPac transforma el voltaje de las celdas de carga en pesos, los presenta y recibe comandos del usuario, y asegura la comunicación por la red local.

El rango de datos de interés es extenso. La frecuencia de conversión necesaria es baja, ya que las variaciones de peso son lentas. Se opta por utilizar un chip conversor analógico digital (ADC) de al menos 14 bits, de bajo costo, en conjunto con la entrada digital de un terminal inteligente (TI) sencillo. Se buscó un TI con: interfaz con Ethernet; pantalla y teclado básicos; 2 entradas digitales; 2 salidas digitales; memoria RAM de 32 Kbytes; memoria ROM de 128 Kbytes. Se opta por el OP 6700 de ZWORLD [3], ya que es el TI que reúne todos los requisitos al precio más bajo.

Las características eléctricas de la señal a adquirir son:
Rango de salida: de 0 a 2 mV/V * $V_{exitación}$
$V_{exitación}$ = 5 V, entonces Fondo de Escala = 10 mV
Resolución: 5000 divisiones del fondo de escala.
Voltaje de modo común: 0,46 * $V_{exitación}$
Frecuencia de interés: desde continua hasta pocos Hz

Varios diseños proporcionarían la precisión deseada, es decir, la resolución de la conversión sería menor a 2,5 μV. La alternativa clásica consiste en amplificar la señal para aprovechar todo el rango de un ADC. La alternativa elegida es la de utilizar un ADC de mayor número de bits que el necesario, sin amplificación previa y solo en una región de su rango de entrada. Este método simplifica notoriamente la complejidad del circuito. La arquitectura interna de estos conversores consiste en un pre-amplificador seguido de un ADC, por lo tanto se tiene un circuito equivalente al de la opción clásica, pero con la ventaja de ser integrado.

Esta decisión se tomó luego de comparar ambos circuitos con respecto a la comunicación digital y al efecto de ruido e interferencia. Se tomó para la comparación analógica del sistema la desviación estándar (DE) expresada en μV referidos a la entrada, de 150 muestras de adquisiciones digitales. Si la DE es 2 o 3 veces menor que el voltaje que se quiere resolver, el 95 y el 99.5% de las muestras estarán dentro del error admisible. El diseño elegido presenta un DE 4 veces menor que el valor a resolver.

Los amplificadores deben trabajar a bajas frecuencias, por lo que deben ser de bajo ruido, sobre todo en continua, prestando especial atención al ruido 1/f y a la deriva del voltaje de offset. El ADC necesita alimentación de +5V. Al circuito se le agregan reguladores de tensión para minimizar el largo de las pistas de alimentación y separar las partes digital y analógica. El integrado AD7730 se comunica con el TI por medio de una interfaz SPI. Se conecta la alimentación de la celda a las entradas Vref y se obtiene una medida radiométrica. Con condensadores a la entrada se forman filtros pasabajos de 1º orden, con fc ≈ 18 Hz. Se usan criterios de [4] y proporcionados por los fabricantes de los componentes utilizados [5] para reducir el ruido y la interferencia. El diagrama del circuito es el de la Figura 2.

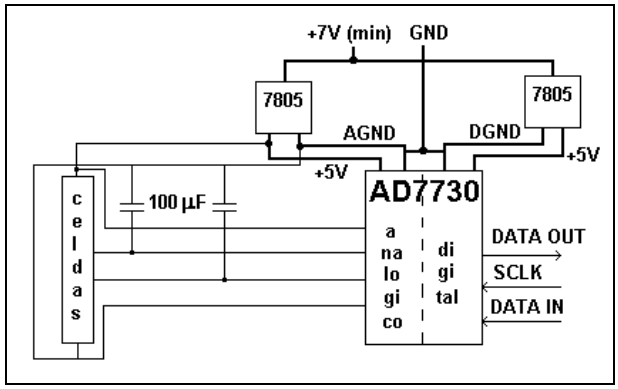


Figura 2: Diagrama del circuito de adquisición de pesos de PesoPac.

Se programa el conversor para operar en un rango de entrada diferencial de 0 a 10 mV. Se obtienen 150 adquisiciones con las 4 celdas montadas en las bases. El

promedio del conjunto es de 303 μV y la DE de 0.5 μV que equivale a una incertidumbre a la salida de 42 g (medida de incertidumbre: 2 DE).

Para la programación del op 6700 se utilizó el lenguaje Dynamic C. El programa adquiere los datos del ADC y los despliega en la cabecera de la cama del paciente. Implementa las siguientes tareas:

- Adquirir un dato a intervalos definidos.
- Interrogar al teclado (menú)
- Actualizar la pantalla con el último peso y la hora.
- Modificar parámetros de entorno
- Procesar datos.
- Crear archivos con los pesos
- Enviar archivos al servidor PesoPac

Para atender en simultáneo estas tareas, se utiliza el sistema de multitarea cooperativa de Dynamic C. La adquisición de pesos se realiza automáticamente cada 3 segundos. El procesamiento depende del estado del sistema: normal, pausado o filtrando. En el modo normal, se guarda un dato formado por un peso y la hora de su registro. Si el sistema se encuentra en modo filtrando, se asume que las variaciones de peso corresponden a la tara, mientras que si está en modo pausa, se asume que la variación de peso es atribuible al paciente. El sistema puede ser configurado por el usuario para guardar datos automáticamente cada intervalos de tiempo entre 3 minutos y 24 horas, además en cualquier momento el usuario puede tomar un peso manual que queda guardado. Desde el menú, se puede acceder a una tabla con los pesos del paciente. La pantalla principal despliega datos del paciente, fecha y el peso actual. Los datos adquiridos se guardan en archivos que contienen los datos del paciente. La capacidad de almacenamiento autónoma a la frecuencia máxima de adquisición es de 300 días. El protocolo utilizado para mandar datos al servidor PesoPac es FTP. Los archivos son publicados por el TI y el servidor los lee proporcionando la contraseña.

Servidor PesoPac. El servidor PesoPac es un programa que corre en un PC de la red hospitalaria. Las interfaces con el usuario son sencillas y en ambiente Windows. La programación se realizó en Visual Basic. Los datos se almacenan en bases de datos según la norma Microsoft JET.

La función principal es desplegar los datos adquiridos por la estación PesoPac en un formato adecuado. Para esto es necesario obtener los datos de la estación, lo que se realiza mediante una conexión TCP/IP basada en la red hospitalaria Ethernet. El servidor PesoPac puede almacenar los datos de varios pacientes, relevados en una o varias estaciones.

Para almacenar los datos se utiliza una base de datos Microsoft Jet. En esta base se implementan 3 tablas, una con los datos de las estaciones, otra con los datos del encabezado de cada archivo junto con los del paciente y una tercera con los pesos contenidos en todos los archivos. En las dos últimas tablas existe una relación entre los campos archivo, donde se exige integridad referencial, actualización automática y eliminación en cascada. Está articulado en dos ventanas vinculadas entre sí, que comparten una barra de botones. El informe normal imprime los datos del paciente y del archivo de evolución, una tabla y una gráfica con los últimos pesos automáticos y otras con los pesos manuales. Este informe cabe en una página. La tabla detallada de datos tiene los datos generales del paciente: estación, observaciones y patología, y a continuación una tabla con todos los datos del peso ordenados cronológicamente. Este informe puede ocupar varias carillas, dependiendo del largo de la tabla de pesos.

Resultados

Para asegurar la calidad de PesoPac se desarrolló un conjunto de pruebas (protocolo) que verifican el correcto funcionamiento de cada bloque. Se realizan además pruebas para verificar la linealidad y la repetibilidad de las medidas.

Entre el 7 de octubre y el 25 de noviembre de 2002 se verificó el correcto funcionamiento de PesoPac según las pruebas del protocolo. Los resultados de las pruebas de linealidad se muestran en la Tabla 1. Las pruebas de repetibilidad se realizaron pesando 5 objetos de pesos distintos (2,7 kg; 8,3 kg; 16,5 kg; 25,2 kg; y 55,0 kg) repitiendo 10 veces la medida del peso con intervalos de 1 hora. Se obtuvo en todos los casos el mismo peso en centenas de gramos.

Tabla 1: Prueba de linealidad con 20 kg y 40 kg.

CELDA	CERO	Cuentas con 20kg	Cuentas 20kg - CERO
A	290	6498	**6208**
B	1507	7600	**6093**
C	992	7237	**6245**
D	779	6989	**6210**

	Cuentas con 40kg	Cuentas 40 kg - CERO	$\frac{(40kg-CERO)}{2}$
A	12705	12415	**6208**
B	13697	12190	**6095**
C	13483	12491	**6246**
D	13201	12422	**6211**

La incertidumbre final del equipo se calculó como:

$$2\times\sqrt{(INCERT_{tipoA})^2+(INCERT_{tipoB})^2} \quad (1)$$

La incertidumbre tipo A es la proveniente de los patrones contra los que se realizó la calibración. En nuestro caso es la incertidumbre de las pesas patrón, y su valor es 3g.

La incertidumbre tipo B proviene del equipo a calibrar, se realiza un conjunto de medida de los patrones y se calcula la desviación estándar. La incertidumbre final del equipo fue inferior a la apreciación de 0,1 kg.

Desde abril de 2002 el primer prototipo de PesoPac ha estado en uso en el Departamento de Medicina Intensiva del Hospital de Clínicas (Figura 4), por diversos períodos de tiempo. Actualmente se están realizando comparaciones con las medidas tomadas por PesoPac y otros métodos de estimación de variación de peso.

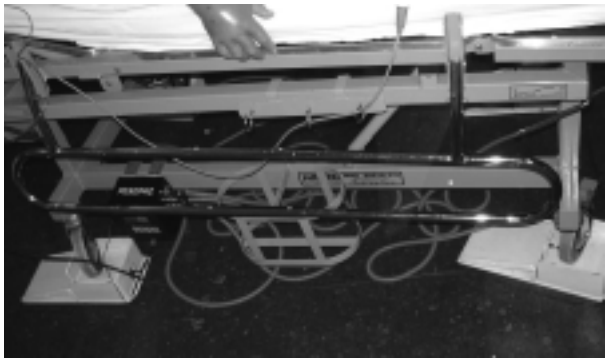


Figura 4: PesoPac en el CTI del H. de Clínicas.

Discusión

Los resultados de las pruebas de medición realizadas, muestran que PesoPac presenta gran estabilidad, linealidad y repetibilidad en las medidas.

Se descartan las variaciones de pesos mayores a 400 g en 3 segundos en forma automática Para garantizar el filtrado total de los pesos no atribuibles al paciente se cuenta con una interfaz de usuario que permite la interacción con el operario. De esta manera, para agregar o sacar pesos que corresponden al paciente, se dispone de un comando de pausa. Esto permite, por ejemplo, retirar la orina una vez por día y distinguir del hecho de retirar un objeto de 1 kg apoyado en la cama. Por otro lado se dispone de un comando para adquirir pesos en forma manual, con lo cual el personal sanitario puede elegir el momento y la situación que considere más conveniente. Este tipo de pesos manuales es identificado por el servidor PesoPac, destacándolos en las tablas de datos y en las gráficas.

Conclusión

PesoPac demostró ser de utilidad en la práctica y está actualmente en uso en el Departamento de Medicina Intensiva del Hospital de Clínicas.

El proyecto PesoPac se completó en el tiempo previsto (1600 horas/persona) y sin superar los costos máximos de materiales convenidos previamente (U$S 1500). Se cumplen las especificaciones previas. Las interfaces para los usuarios son sencillas y permiten configurar parámetros que brindan mayor funcionalidad al sistema. PesoPac mide el peso de un paciente con una precisión de 100 g, filtrando pesos no atribuibles al paciente. Se obtienen fácilmente informes de la evolución del peso de un paciente, identificado con su número de cama, de paciente y observaciones del médico.

En la estación PesoPac se pueden configurar los parámetros de red, de paciente, de almacenamiento. En el servidor se pueden obtener informes clínicos. En la Tabla 2 se compara PesoPac con las propuestas existentes en el mercado internacional.

Tabla 2: Comparación de PesoPac con propuestas análogas en el mercado internacional.

Marca	**Seca**[1]	**Detecto**[2]	**Acme**[3]	**PesoPac**	
Origen	UK	USA	USA	Uruguay	
Capacidad (kg)	500	272	272	400	
Precisión (g)	50	100	45	100	
Memoria	sí	no	no	sí	
Conexión	no	no	no	sí	
Inteligencia	no	no	no	sí	
Flexibilidad	alta	media	media	alta	
Peso (kg)	25	alto	330	30	
Informes	no	no	no	sí	
Precio FOB (U$S)	5.026	3.700	4.350		
				10 unid.	**100 unid.**
Costo (U$S) Sin amortizar Desarrollo				1.330	1.256
Costo Total (U$S)				5.107	1.534

1.www.seca.com/uk 2.www.itinscale.com 3.www.acmescale.com

PesoPac está protegido por su inscripción en el Registro de la Dirección Nacional de Propiedad Intelectual del Uruguay (nº 28029, 17/10/03).

Agradecimientos

Los autores agradecen al Dr. Alberto Biestro y al Dr. Jorge Neme por las sugerencias y recomendaciones derivadas del uso de PesoPac en el Departamento de Medicina Intensiva.

Referencias

[1] SIMINI F., HAIM F., LOBO J., GONZÀLEZ S. 'Biomedical Prototype Development in Uruguay: 15 years and lessons learned' WC2003 Sydney, Australia - Agosto 2003

[2] REVERE TRANSDUCERS EUROPE, internet site address: Http://www.instrotech.co.za/revapp02.pdf visitado el 27/04/04.

[3] ZWORLD, internet site address: http://www.zworld.com, visitado el 27/04/04.

[4] Henry W. Ott, Noise Reduction Techniques in Electronic Systems, John Wiley & sons: 2ª ed., 1988.

[5] ANALOG DEVICES, internet site address: http://www.analog.com/UploadedFiles/Data_Sheets/12569351AD7730_L.pdf, visitado el 27/04/04

ANÁLISE DA ADMINISTRAÇÃO DE INSULINA POR SONOFORESE VARIANDO A INTENSIDADE E O TEMPO DE EXPOSIÇÃO

M. Frigero*, F. A. Rodrigues**, J.J. Bonvent*

* Universidade de Mogi das Cruzes/Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Mogi das Cruzes, Brasil
** Universidade de Mogi das Cruzes/Centro Interdisciplinar de Investigação Bioquímica, Mogi das Cruzes, Brasil

e-mail: frigero12@hotmail.com

Abstract: We report in the present work a study of the influence of ultrasound parameters on the efficiency of transdermal delivery of insulin by sonophoresis. The insulin transport through hairless rat skin was investigated *in vitro* using an ultra-sound apparatus operating at a frequency of 3 MHz, over a range of ultrasound intensity and application time. Through the measurement the insulin concentration by means of ATR spectroscopy it was possible to monitor the transdermal transport efficiency. The results show that the amount of insulin that crosses the skin is quite low, but strongly dependent on the sonophoresis conditions.

***Palavras Chaves*: Sonoforese, Ultra-Som, Insulina, Transporte de Drogas.**

Introdução

A sonoforese é utilizada para a administração de drogas através da pele por ultra-som. Esta alternativa de administração de drogas tem-se mostrado uma técnica eficiente e considerada, por muitos autores, uma alternativa importante e promissora às demais vias de administração de drogas, tais como a via oral e a via injetável [1].

A principal vantagem da via transdérmica por sonoforese em relação à via oral consiste no fato de que esta via representa uma alternativa quando o trato gastrointestinal apresenta algum tipo de problema em relação á administração de medicamentos e evita-se também o primeiro efeito de degradação da droga no suco gástrico, e na sua passagem pelo fígado. Outra vantagem é que este tipo de administração permite a aplicação em diferentes locais do corpo, e de maneira que não ocorra dor e nem a possibilidade de infecções, como pode ocorrer quando a administração é feita através de injeções [2].

Por mais interessante que a via transdérmica possa parecer não é tão simples trabalhar com ela, pois são ainda necessários profundos estudos e conhecimentos de fatores tais como: a barreira epidérmica, a absorção transcutânea local, a ação do fármaco e a promoção e otimização da penetração transcutânea [3]. Deve-se pensar também em uma seleção ideal dos parâmetros do ultra-som tais como: freqüência, comprimento do pulso e a intensidade; e ainda parâmetros que não são do aparelho como: a espessura do tecido a ser estimulado, a distância do transdutor do ultra-som ao tecido que será estimulado e o tempo de exposição necessário para se conseguir benefícios sem causar danos à camada córnea da pele.

Portanto, é necessário que mais pesquisas a respeito da sonoforese sejam feitas, pois somente desta maneira teremos segurança na aplicação de drogas clinicamente através deste método. Foi este motivo que nos levou a estudar os efeitos de certos parâmetros como a intensidade e o tempo de exposição ao ultra-som sobre a eficiência da administração de insulina via transdérmica por sonoforese.

Materiais e Métodos

Para a realização deste trabalho foi utilizado o aparelho de ultra-som SONOPULSE III da empresa IBRAMED. Trata-se de um gerador de pulsos de ultra-som de freqüência igual a 3,0 MHz, com a possibilidade de escolha do modo de emissão de ondas ultra-sônicas, continuas ou pulsadas. O modo pulsado possui freqüência de repetição de pulso de 100 Hz, com tempo de duração (ON) e tempo de pausa (OFF) do pulso de 1/5. As funções como tempo, modo de emissão e intensidade são programadas.

Foi desenvolvido um dispositivo para a aplicação da sonoforese. Este dispositivo, de forma cilíndrica, é constituído por dois compartimentos. Um compartimento superior, denominado compartimento doador, corresponde ao local onde é colocada a solução com a proteína a ser administrada. O compartimento inferior recebe o nome de compartimento coletor. Este compartimento é preenchido com água destilada, que é mantida sob agitação magnética, durante a sonoforese, para homogeneizar a mistura com a proteína.

Entre os dois compartimentos do dispositivo é colocada a barreira transdérmica como anteparo a ser transposto pela proteína. Foi escolhida a pele de ratos adultos da linhagem "wistar", com idades variando de 90 a 120 dias. A pele foi raspada, conservada em uma solução fisiológica com pH neutro e cortada em partes com uma área cerca de 7 cm^2. A colocação da pele no dispositivo foi feita de modo que a camada córnea ficasse voltada para o compartimento doador.

Na Figura 1 é mostrado um esquema ilustrativo do dispositivo.

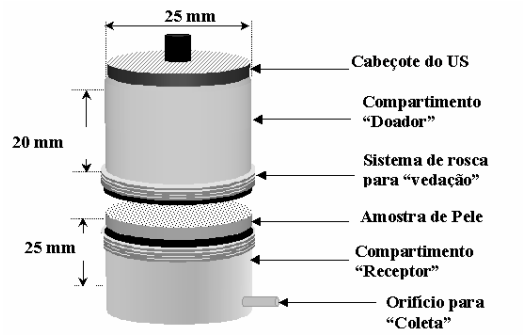


Figura 1: Dispositivo para aplicação da sonoforese

A proteína escolhida para este estudo foi a insulina mista IOLIN®, com uma concentração de 0,1 U/ml. Esta baixa concentração foi escolhida com base na curva de calibração, realizada mediante a espectroscopia infravermelha ATR, que é apresentada mais adiante. Optou-se pela insulina devido à grande quantidade de trabalhos já publicados com a mesma, e também por apresentar alto peso molecular (~6000 Da). Sabe-se que a permeabilidade passiva da pele a proteínas de alto peso molecular, como é o caso da insulina, é quase nula [1]. Entretanto, vários trabalhos publicados mostram que o transporte da insulina é possível com o auxilio do processo de sonoforese.

A aplicação da sonoforese, ou seja, o processo de estimulação com o ultra-som, foi realizada com o transdutor de ultra-som colocado no compartimento doador juntamente com a solução contendo a insulina, a uma distância de 0,5 cm da pele. A estimulação foi feita, com o aparelho de ultra-som no modo contínuo, variando a intensidade e o tempo de exposição às ondas ultra-sônicas. As intensidades selecionadas foram as seguintes: 0,5, 1,0 e 1,5 W/cm^2. Após cada aplicação, foram recolhidas amostras do compartimento coletor, por meio de uma micro-seringa de precisão, em dois instantes distintos: após 15 e 30 minutos do início da estimulação.

A eficiência do processo de sonoforese, ou seja, a proporção de insulina que atravessa a barreira transdérmica, e conseqüentemente passa para o compartimento coletor, foi monitorada mediante a espectroscopia ATR. A técnica ATR, em comparação a outras técnicas que permitem a medida da concentração de uma proteína numa solução biológica, tem o mérito de ser bastante versátil, e requer pouca ou nenhuma preparação prévia da amostra. Além disso, a espectroscopia ATR apresenta uma grande sensibilidade de detecção, possibilitando a utilização de pequenos volumes de amostras [4].

Resultados

Inicialmente se fez necessário à obtenção de uma curva de calibração, relacionando uma determinada banda de absorção do espectro de ATR à concentração de insulina. Este procedimento é fundamental para determinar a concentração das amostras recolhidas durante a sonoforese. Soluções com várias concentrações em insulina foram preparadas, diluindo uma solução 100 U/l em água destilada. As concentrações utilizadas foram as seguintes: 0,01 U/ml, 0,02 U/ml, 0,05 U/ml e 0,1 U/ml. Dez amostras de cada concentração foram preparadas.

Na Figura 2 é mostrado um gráfico com os diferentes espectros ATR referentes às três primeiras concentrações acima mencionadas. O espectro relativo à concentração de 0,1 U/ml não foi representado junto com os outros devido aos altos valores das bandas de absorção.

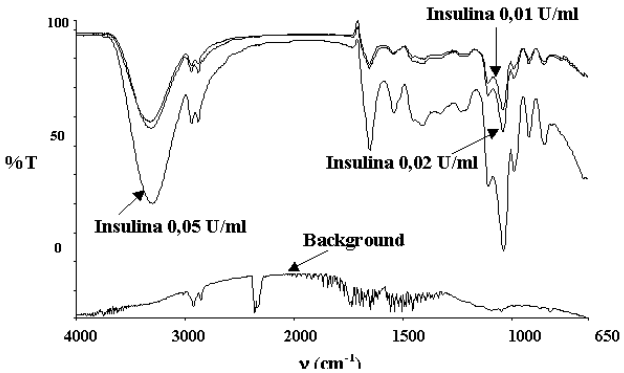


Figura 2: Espectros da ATR em diferentes concentrações.

A Figura 3 apresentada a curva de calibração da variação da área da banda de absorção 1088 cm^{-1} em função da concentração de insulina, junto com a curva de ajuste.

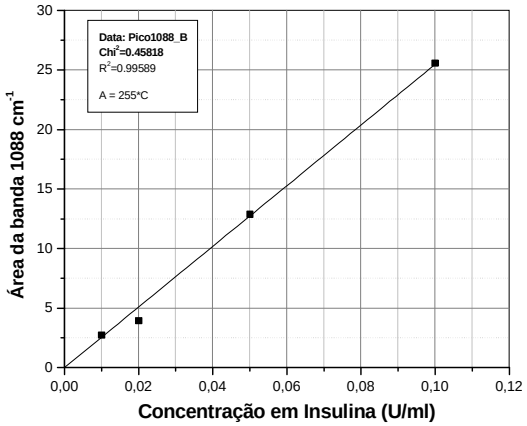


Figura 3: Curva de calibração mostrando a variação da área da banda 1088 cm^{-1} em função da concentração de insulina.

Pode-se observar que, para uma concentração inferior a 0,1 U/ml, a área da banda 1088 cm^{-1} varia linearmente com a concentração.

Os resultados obtidos variando as intensidades (utilizando-se 5 amostras para cada intensidade) e os tempos de exposição ao ultra-som são apresentados na tabela 1. Os valores da concentração de insulina ($C_{ins.}$) foram calculados a partir da expressão da curva de calibração. Pode-se notar que, de uma maneira geral, a quantidade de insulina que atravessa a membrana é baixa, a concentração máxima obtida é de 0,0042 U/ml. Destaca-se também que para uma intensidade de 0,5 W/cm^2, 15 minutos é insuficiente para que a insulina atravesse a barreira transdérmica. Porém existe um aumento na quantidade de insulina que atravessa a membrana à medida que a intensidade e o tempo de aplicação do ultra-som são aumentados.

Tabela 1- Concentração da insulina recolhida em função do tempo e da intensidade do ultra-som determinada através da ATR

Intensidade W/cm^2	$C_{ins.}$ (U/ml) Após 15 minutos	$C_{ins.}$ (U/ml) Após 30 minutos
0,5	0	0,0014
1,0	0,0029	0,0031
1,5	0,0035	0,0042

Discussão

O presente estudo mostrou que a quantidade de insulina que consegue atravessar a barreira da pele é pequena quando se utiliza o aparelho de ultra-som que opera na freqüência de 3 MHz. É estabelecido que a aplicação do ultra-som induz a um crescimento e oscilações das bolsas de ar, presentes na camada córnea da pele. Este fenômeno, conhecido como cavitação, promove a desorganização da dupla camada de lipídios presente na membrana; o que pode facilitar o transporte de proteínas através da pele [1].

Um estudo realizado com outras drogas, como a cafeína e a morfina [5] mostrou que, quando a sonoforese foi feita utilizando-se o ultra-som com freqüência de 1,5 a 3,0 MHz, não houve aumento significativo no transporte transdérmico. Porém, quando foi utilizado o ultra-som de 40 kHz (baixa freqüência) ocorreu um aumento significativo no transporte dessas drogas, concluindo que tal fato provavelmente está relacionado com uma maior desorganização na camada córnea da pele, uma vez que os efeitos da cavitação são inversamente proporcionais à freqüência do ultra-som, ou seja, quanto menor a freqüência do ultra-som maior será o fenômeno de cavitação que este promove.

Conclusão

Os resultados obtidos mostram que com o auxílio da sonoforese é possível realizar o transporte da insulina através da pele. A quantidade de insulina transportada por via transdérmica é bastante baixa, com as condições experimentais utilizadas. Entretanto, é possível destacar que essas condições, ou seja, a intensidade e o tempo de exposição, influenciam significativamente o processo de administração da droga por sonoforese. Pretendemos realizar o mesmo estudo, utilizando ondas ultra-sônicas de baixa freqüência (20-40kHz), uma vez que existem evidências que o transporte transdérmica por sonoforese depende da freqüência de excitação.

Agradecimentos

Á FAEP (Fundação de Amparo à Pesquisa da UMC) pelo auxilio financeiro.

Referências

[1] MITRAGOTRI, S., EDWARDS, D., BLANKSCHTEIN, D., LANGER, R. "A Mechanistic Study of Ultrasonically Transdermal Drug Delivery", *Journal of Pharmaceutical Sciences*. 84:697-706, June, 1995.

[2] ELIAS, J.J., "Percutaneous Absorption: Mechanisms Methodology", *Drug Delivery, Science*.1-12, 1989.

[3] MITRAGOTRI, S., BLANKSCHTEIN, D., LANGER, R., "Ultrasound- Mediated Transdermal Protein Delivery", *Science.* 269:850-53, August, 1995.

[4] BITTNER, A., HEISE, H.M., KOSCHINSKY, T.H., GRIES, F.A., "Evaluation of microdialysis and FT-IR ATR-spectroscopy for in-vivo blood glucose monitoring", *Mikrochim Acta*. 14(Suppl): 827-828,1997.

[5] MONTI, D., GIANNELLI, R., CHETONI, P., BURGALASSI, S.**, "**Comparison of the effect of ultrasound and chemical enhancers on transdermal permeation of caffeine and morphine through hairlees mouse skin in vitro", *Journal of Pharmaceutics.* 229:131-137, 2001.

MONTAGEM EXPERIMENTAL PARA ESTUDO DOS EFEITOS DELETÉRIOS DO CHOQUE DESFIBRILATÓRIO

M.M. Oliveira*, S.F. Freitas*, M. K. Araki* e P.A.P. Gomes*

*Universidade de Mogi das Cruzes/Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Mogi das Cruzes, Brasil

tamandua2002@terra.com.br

Abstract: Defibrillation shocks can produce damage on the patients. The aim of this work is to present an experimental setup designed to allow the study of the deleterious effects of the defibrillation shocks on the cardiac tissue. Isolated hearts from rats in a Langendorff type apparatus are used as samples. The setup is composed mainly by an experimental chamber, a high electric field stimulator, transducers and amplifiers to monitoring mechanical and electric heart activity. One heart was submitted to fields up to 150V/cm, losing its capability of developing ventricular pressure. This setup can be applied in the development of different techniques and drugs to protect heart from damage caused by high electric fields in the defibrillation procedures.

Keywords: heart; defibrillation; electric field; injury.

Introdução

Mortes por doenças cardiovasculares perfazem mais de 30% da mortalidade total e das 250.000 mortes súbitas ocorridas por ano nos EUA, grande parte é decorrente de fibrilação ventricular [1]. Na prática médica atual, a aplicação de pulsos elétricos é a única terapia eficaz no tratamento da fibrilação ventricular [2]. A despeito de seus enormes benefícios, diversas evidências clínicas [3] e experimentais [4], indicam a existência de lesões pós-choque. Existem relatos de disfunções pós-desfibrilatórias experimentais em animais intactos [5], corações isolados [6], células cardíacas isoladas [7] e na membrana celular [8].

Quando expostas a campos elétricos intensos, as diversas estruturas do coração apresentam diferentes sensibilidades e respostas [4], assim como diferentes estados fisiológicos também contribuem para variações nos limiares de estimulação e lesão [9].

Neste cenário, o estabelecimento dos limiares de injúria e faixas seguras para utilização dos choques desfibrilatórios faz-se imperativo e formas de minimizar a lesão ou proteger o miocárdio, constituem um campo de investigação em expansão [10].

Diversos problemas técnicos relativos à estimulação, tais como a não uniformidade do campo elétrico nas regiões próximas e distantes dos eletrodos [11] e as diferenças nas impedâncias dos diferentes tecidos constituintes da caixa torácica, ainda se apresentam como desafios aos pesquisadores da área. A utilização do campo elétrico como grandeza fundamental em montagens para a estimulação cardíaca surge como alternativa para a solução destes problemas biofísicos [12]. Em nossa montagem, pela geometria da câmara experimental, podemos obter um campo elétrico uniforme, o que permite uma padronização da aplicação dos pulsos desfibrilatórios.

O objetivo deste trabalho é apresentar uma montagem projetada especificamente para o estudo dos efeitos deletérios causados pelo campo elétrico de choques desfibrilatórios de diferentes intensidades, sobre corações isolados de ratos.

Materiais e Métodos

Montagem Experimental: O centro da montagem é a câmara experimental (Figura 1). Esta, é formada por uma cuba retangular de acrílico, onde o coração isolado do animal é acomodado, submerso em solução de Krebs Henseleit (KH) e onde são posicionados os eletrodos de estimulação e de captação. Esta cuba possui paredes duplas que permitem o bombeamento de água aquecida (34 ± 1ºC).

Os eletodos de captação são feitos de prata cloretada, enviando o sinal captado na cuba para um amplificador diferencial conectado a um osciloscópio ligado a uma impressora.

A atividade mecânica do coração é captada por um trandutor de pressão, conectado a uma derivação da mangueira de perfusão. O sinal de saída do transdutor também é amplificado, filtrado e registrado.

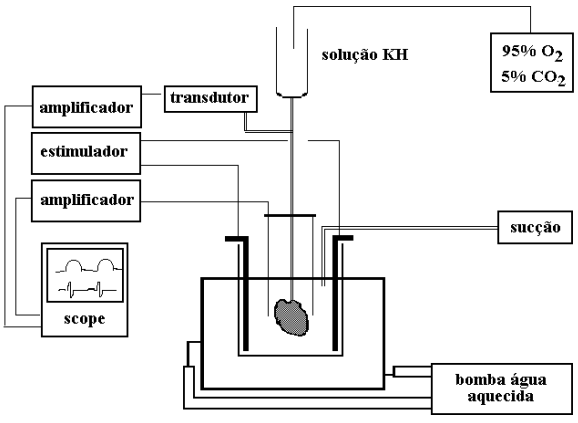


Figura 1: Montagem Experimental.

O estimulador de altos campos está conectados aos eletrodos de estimulação, feitos de placas de aço inoxidável, de 28 mm de largura e submersos 33 mm na solução. Este equipamento foi projetado para gerar pulsos quadrados, de duração e intensidades controladas, de forma a podermos submeter os corações a campos elétricos comparáveis aos maiores valores alcançados durante a aplicação dos pulsos desfibrilatórios. Seu funcionamento é baseado na descarga de um banco de capacitores cuja duração é controlada pelo fechamento de uma chave tipo MOSFET, chave esta controlada por um circuito eletrônico que utiliza um oscilador monoestável (CD 4047) operando como gerador de pulsos quadrados. A intensidade do pulso do desfibrilador é determinada pela tensão do banco de capacitores. A duração do pulso é selecionada por uma chave seletora e o disparo é feito manualmente, através de um botão do tipo *push botton*.

O banco é formado por 3 capacitores de 10 000µF e 250V, o que nos permite aplicar pulsos de até 30A que geram no interior da câmara experimental campos elétricos de 200V/cm (Figura 2).

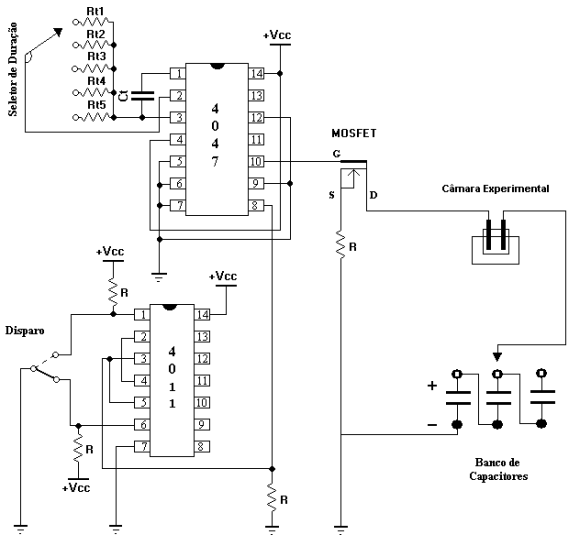


Figura 2: esquema elétrico do estimulador de altos campos. O estimulador é baseado na descarga de um banco de capacitores cuja duração é controlada pelo fechamento de um MOSFET.

Além da câmara experimental e dos equipamentos descritos acima, alguns outros equipamentos e dispositivos são necessários para que experimentos com corações isolados possam ser realizados.

Para armazenar a solução de perfusão temos um equipo bureta ligado à cânula do coração através de uma mangueira. O equipo está colocado a uma altura de 750 mm da câmara experimental, de forma que a pressão exercida pela coluna de solução KH que perfunde o coração seja em torno de 60 mmHg.

O aquecimento da solução é realizado por uma bomba de circulação de água com temperatura controlada. O pH da solução (7,4) é mantido constante pelo borbulhamento de carbogênio (95% O_2 e 5% CO_2) vindo de um cilindro de gás, direto na solução contida no equipo. Como a perfusão é contínua, o excedente de solução na câmara é descartado por um sistema de sucção de dupla garrafa.

Calculo do Campo Elétrico (E): Durante a aplicação do choque, a corrente entre os eletrodos de estimulação é medida e o campo elétrico calculado através da equação 1.

$$E = \frac{I_P}{A\sigma} \qquad \text{(Eq. 1)}$$

Onde:

E é a intensidade do campo elétrico dentro da câmara;
I_P é a corrente do pulso desfibrilatório;
A é a área dos eletrodos de estimulação e
σ é a condutividade da solução.

Preparação da amostra: Um rato Wistar, macho, com idade aproximada de 120 dias, criado em condição de temperatura controlada a 22°C ± 2°C, ciclo de luz invertido e alimentação *ad libitum*, foi submetido a eutanásia por concussão cerebral (de acordo com o Canadian Council on Animal Care Rules, 1993), sendo, então, decapitado e seu coração removido por rápida abertura da caixa torácica e dissecção.

O coração foi posicionado por meio de ligadura a uma cânula (preparação de Langendorf), sendo, então, perfundido com solução de Krebs-Henseleit a 34ºC, até a sua estabilização.

Solução: foi utilizada a solução de Krebs-Henseleit modificada, com a seguinte composição (em mM): NaCl 122,3; KCl 4,6; KH_2PO_4 1,2; $MgSO_4$ 1,2; $NaHCO_3$ 17,4; $CaCl_2$ 1,5; Glicose 11,11. O pH da solução foi ajustado a 7,4 com bicarbonato e borbulhamento com carbogênio (95% de O_2 e 5% de CO_2), a 34°C.

Protocolo Experimental: após o período de estabilização, foram realizados os registros do eletrograma e a da pressão desenvolvida pelo coração. O coração passou então por um período de isquemia de 3 min, no qual a perfusão de solução era totalmente interrompida. Foi aplicado o primeiro choque, de 10 ms de duração e ~6,5 A, de forma a submeter o coração a um campo de 50V/cm. Os registros de eletrograma e pressão foram tomados aos 3, 5 e 8 minutos pós-choque.

Quinze minutos após a primeira isquemia, o protocolo foi repetido, sendo tomadas medidas aos 3, 5, 8, e 15 minutos após a aplicação do choque desfibrilatório de 150V/cm.

Resultados

Após o período de estabilização o coração se encontrava rítmico, com contrações uniformes e vigorosas (Figura 3).

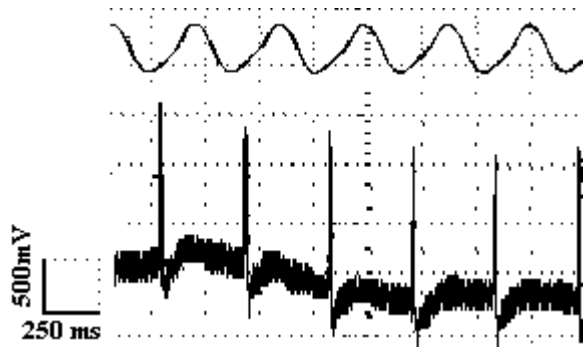


Figura 3: Atividades elétrica (abaixo) e mecânica (acima) do coração antes da aplicação do primeiro choque.

Logo após a aplicação do choque de 50V/cm, foi observado um período de assistolia de 30s seguido de diminuição da atividade elétrica, bradicardia e drástica redução da pressão. Nos registros subseqüentes, ocorreu um aumento progressivo de todos os parâmetros até sua normalização aos 8 minutos, com valores próximos aos basais (Figura 4).

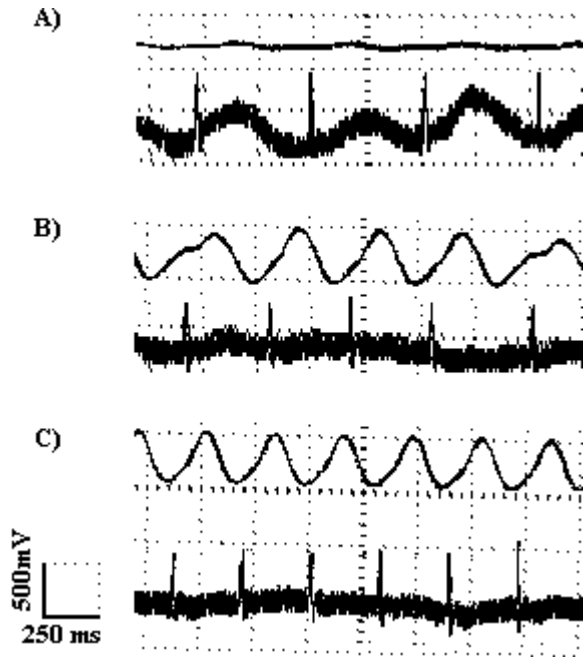


Figura 4: Atividade elétrica e mecânica do coração após a aplicação do choque de 50 V/cm: A) 3min; B) 5min e C) 8 min.

Após o choque de 150V/cm, a assistolia durou 1,5m e foi observada uma recuperação lenta e parcial das amplitudes do registro do eletrograma e de pressão, assim como bradicardia persistente. Quinze minutos após o choque, ocorreu uma grande diminuição da pressão, que chegou a níveis não detectáveis aos 20 minutos, persistindo, ainda, a atividade elétrica, se bem que muito diminuída (Figura 5).

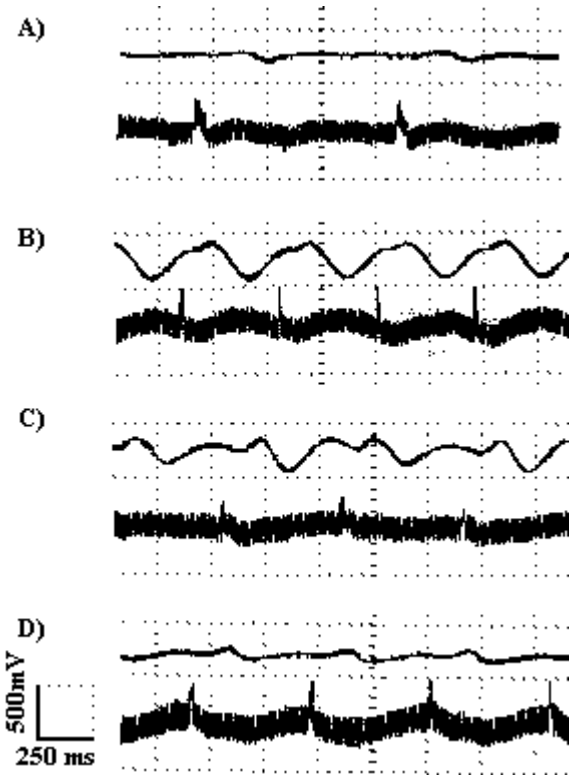


Figura 5: Atividade elétrica e mecânica do coração após a aplicação do choque de 150 V/cm. A) 3min; B) 5min ; C) 8 min e D) 15min.

Discussão

Neste trabalho apresentamos uma montagem inédita para estudo dos efeitos deletérios de choques desfibrilatórios. A montagem permite a aplicação de campos elétricos uniformes de até 200V/cm, sobre corações isolados de ratos. Além disto, a atividade elétrica e a atividade mecânica do coração podem ser monitoradas simultaneamente.

Para demonstrar a aplicabilidade da montagem, realizamos um experimento exploratório, submetendo um coração a dois valores de campos: 50V/cm e 150V/cm. O campo de 50 V/cm produziu um efeito transitório sobre o coração, que em alguns minutos retornou a sua atividade normal. O campo de 150 V/cm produziu efeitos severos, fazendo com que o coração praticamente perdesse sua capacidade de desenvolver pressão ventricular.

Estes resultados são compatíveis com dados existentes na literatura [13].

Conclusão

A montagem mostrou-se capaz de manter o coração isolado estável, permitir o controle do fluxo de perfusão, proceder o registro do eletrograma e pressão, assim como aplicar pulsos desfibrilatórios com duração e intensidade definidas.

Os valores de campo elétrico aplicados neste ensaio foram suficientes para causar graus variados de lesão sobre o coração.

Esta montagem pode ser utilizada no estudo de técnicas e medicamentos para evitar as lesões causadas pelo choque desfibrilatório, contribuindo, na prática, para a minimização deste problema.

Agradecimentos

À FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa /UMC) e CNPq pelo auxílio financeiro.

Referências

[1] AMERICAN HEART ASSOCIATION, Internet site adress: http://www.americanheart.org. Acesso em 20 de out. 2003.

[2] JONES J.L. & TOVAR O.H. Eletrophysiology of ventricular fibrillation and defibrillation. (rew) *Crit. C. Med*. 28 (11): 219-22, 2000.

[3] BORIANI G. *ET AL*. Evaluation of miocardial injury flollowing repeated internal atrail shocks by monitoring serum cardiac troponin I levels. *Chest* 118(2): 342-48, 2000.

[4] TUNG L. Detrimental effects of electrical fields on cardiac muscle. *Proceedings IEEE*, v.84, nº3, 366-377, 1996.

[5] XIE J. *ET AL*. High-energy defibrillation increases the severity of postresuscitation myocardial dysfunction. *Circulation*, 96: 683-88, 1997.

[6] GAZMURI R..J. DESHMUNKH S.; SHAH P. Myocardial effects of repeated electrical defibrillations in the isolated rat heart. *Crit. Care Med*, v.28, nº8, p.2690-2696, 2000.

[7] JONES J.L., JONES R.E. & BALASKU G. Microlesion formation in miocardial cells by high-intensity electric field stimulation. *Am. J. Physiology*, 253:H480-86, 1987.

[8] TUNG L. "Electroporation of cardiac cells", *In*: Nickoloff, J.A. *Methods in Molecular Biology*. Human Press, Totowa, N.J., 213-271, 1994

[9] YAMAGUCHI H. *ET AL*. Miocardial dysfunction after electrical defibrillation. *Ressuscitation*, 54. 289-296, 2002.

[10] FREITAS S.F. *Montagem experimental para estudo da desfibrilação bidirecional em corações isolados de ratos*.UMC: Mogi das Cruzes, 2003

[11] TUNG L., NEUNLIST M. & SOBIE A. "Near-field and far-field stimulation of cardiac muscle". *In*: Cerullo, K.S. *et al.*(eds.). *Clinical Applications od modern Imaging Technology II SPIE*, 2132: 367-374, 1994.

[12] GOMES P. A. P., GALVÃO K. M.& MATEUS E..F. Excitability of Isolated Hearts from Rats During Postnatal Development. *J Cardiovasc. Electrophys*. v.13, p.355-360, 2002.

[13] SOARES G.S. *Comprometimento contrátil do tecido cardíaco isolado após estimulação com campo elétrico de alta intensidade*. UNICAMP: Campinas, 2003.

DESENVOLVIMENTO DE JOGO COMPUTADORIZADO PARA AUXILIAR CRIANÇAS COM TRANSTORNO DE ATENÇÃO

A. P. Silva, H.N. Martucci, A.M.D. Lima, H. A. D. Oliveira e A. F. Frère.

Universidade de Mogi das Cruzes/Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Mogi das Cruzes, Brasil.

e-mail: barulhoale@uol.com.br

Abstract: Attention-deficit and hyperactivity disorder in children are often associated with learning deficiency. Computer games were developed to help children to understand the meaning of a text. Graphical tools such as *RPG Maker*, *Blender* and *Flash* were used to provide an attractive interface. Besides acquiring linguistic capabilities, the games benefit also memorization and concentration and keep the children in front of the computer until the end of the exercise.

***Palavras Chaves*: computerized game, graphical interface, learning, hyperactivity, and graphical computation.**

1. Introdução

O transtorno de atenção e hiperatividade (TDAH), é uma disfunção neurológica que afeta crianças fazendo com que elas não consigam focar sua atenção ao que lhe é realmente importante. Para esta criança, qualquer estímulo que não pertença à tarefa que deve ser feita é o suficiente para que a sua atenção seja desviada e focada em uma outra coisa.

Nesse universo as crianças podem apresentar déficit de atenção e/ou hiperatividade. A criança do tipo hiperativo/impulsivo pode saber o que deve ser feito, mas não consegue fazê-lo devido à inabilidade de realmente pensar antes de agir. Esses transtornos são provocados por problemas neurológicos e tratados, nos casos patológicos mais severos, por drogas. Essas crianças têm vários problemas na fase escolar, sendo que apresentam uma maior probabilidade de repetência e são propensas à evasão escolar, pois têm dificuldades de se concentrar em sala de aula. Em decorrência, na maioria dos casos, o aluno acaba adquirindo um bloqueio na aprendizagem [1]. Quando ele percebe que não vai conseguir atingir o grau de absorção de conhecimento esperado pelos professores, colegas e parentes, seu desempenho piora, chegando à rejeição das situações associadas a esse fracasso, em particular o processo de alfabetização. É necessário, portanto que o processo de letramento seja mais amplo que o ensino da cartilha desenvolvendo as capacidades de leitura/escrita no contexto social.

Jogos computadorizados podem ser utilizados para desenvolver a motivação no ensino e no processo de aprendizagem [2]. Aprender sem perceber que se está aprendendo é possível quando se associa o caráter lúdico a aprendizagem. Um jogo computadorizado é definido como um sistema composto de três partes básicas que são o enredo, o motor e a interface, em que o enredo define o tema, a trama e os objetivos; o motor é o mecanismo que controla a reação do jogo em função da ação do usuário, e a interface do sistema controla a interação do motor com o usuário, reportando graficamente o estágio do jogo [3].

Crianças com TDAH tipo hiperativo/impulsivo exigem respostas imediatas, freqüentes, previsíveis e coerentemente aplicadas ao seu comportamento e necessitam de mais tentativas para aprender corretamente. A Associação Americana de Psiquiatria recomenda que quando a criança consegue completar uma tarefa ela seja recompensada com algo tangível mais freqüentemente que o normal. Também doze tarefas de 5 minutos cada uma trazem melhores resultados do que duas tarefas de meia hora. Mudar o ritmo ou o tipo de tarefa com freqüência elimina a necessidade de ficar enfrentando a inabilidade de sustentar a atenção. Desenvolver métodos variados utilizando apelos sensoriais diferentes (som, visão, tato) são eficientes ao ensinar uma criança com TDAH. Especificamente no caso do déficit de atenção os terapeutas especializados em neurologia pediátrica recomendam que sejam praticadas atividades que se propõem a melhorar certas capacidades mentais, tais como a memória, concentração, visão espacial e outras [4]. Neste trabalho foram utilizados esses artifícios para auxiliar crianças, com idade de 7 a 10 anos, com características de TDAH a se apropriar da leitura e atribuir sentido ao que foi lido, desenvolvendo três jogos computadorizados que proporcionem um ambiente amigável onde elas sintam-se bem, sem que seu desempenho lhes causa algum tipo de constrangimento.

2. Materiais e Métodos

Para que os jogos promovam a imersão na história, foram utilizados como enredos a historia de um pirata que quer descobrir um tesouro e a de um garoto que deve recuperar o ouro roubado de uma cidade do velho oeste. O terceiro enredo é mais direcionado ao público feminino visando à confecção de bolos. A capacidade que os jogos pretendem expandir é que a criança consiga ler e atribuir sentido ao que ela leu. Para tanto,

no desenrolar das duas primeiras histórias a criança se encontra em situações onde precisa da ajuda dos personagens do jogo, que dão algumas "dicas" de como vencer os desafios e passar de fase. Espera-se que a necessidade de ler e tomar uma decisão, ajude a criança a contextualizar a frase. As "dicas" ficam mais difíceis de se entender à medida que o jogador se aproxima do fim do jogo. A figura 1 apresenta o fluxograma do primeiro jogo.

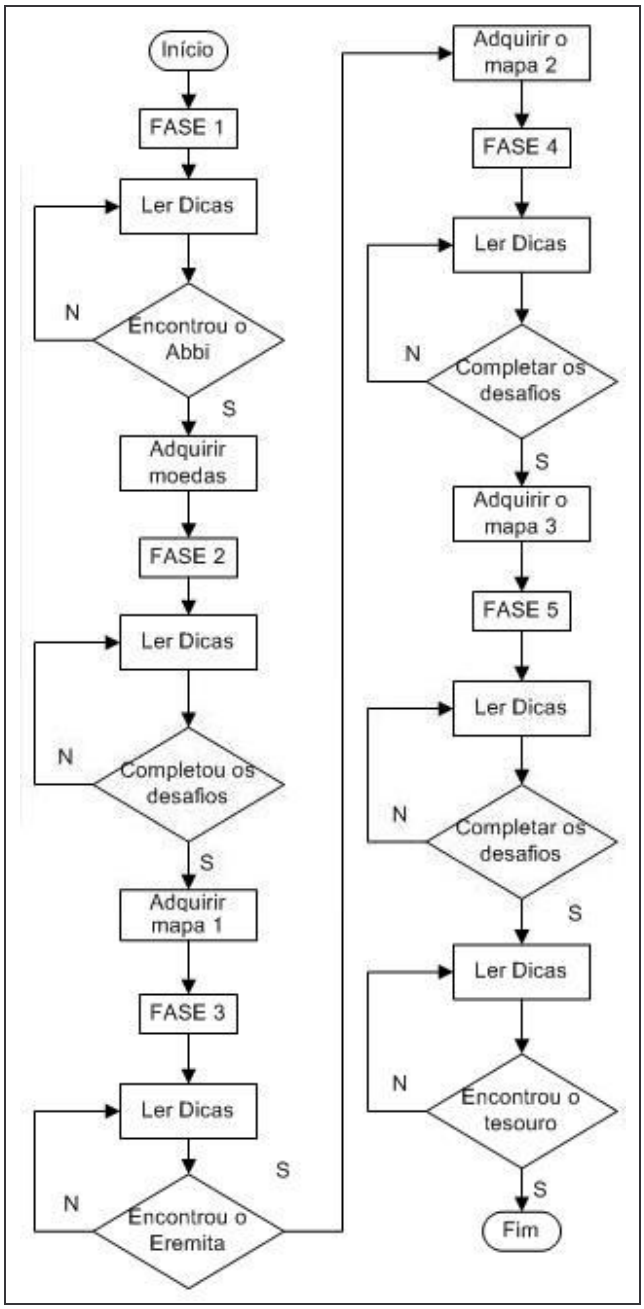


Figura 1 Fluxograma do primeiro jogo

Os jogos foram desenvolvidos utilizando ferramentas como *Blender 2.33* [5] e *RPG Maker 2003* [6] e Flash. O programa *Blender 2.33* é um editor animações 3D que apresenta uma interface gráfica na qual é possível desenhar um personagem e/ou um cenário e também animá-los. Nesse trabalho o *Blender* serviu para desenvolver os filmes de apresentação das diferentes etapas dos jogos, assim como os personagens e as cenas iniciais.

Esses filmes possuem animações em 3D que proporcionam uma interface gráfica atrativa chamando a atenção do jogador e auxiliando sua imersão no jogo. Porém esse artifício requer muito esforço de processamento não sendo, portanto utilizado nas fases dos jogos.

Para animar os personagens foi utilizado um *plugin* chamado *Make Human* [7], esse *plugin* é um aplicativo do *Blender* que utiliza códigos da linguagem C e botões para alterar as características do personagem.

Para desenvolver as fases do primeiro jogo foi utilizado o *RPG Maker,* um aplicativo desenvolvido para a criação de jogos do tipo *RPG* (*Role Playing Game*). Esse aplicativo possui uma interface gráfica que facilita o entendimento desse programa, atendendo uma linguagem própria para criar facilmente os personagens principais e os demais personagens do jogo, assim como criar diálogos entre eles, utilizando uma linguagem de programação do próprio aplicativo de forma orientada objeto contendo, por exemplo, comandos de decisões.

O *Flash MX* foi escolhido como principal ambiente de trabalho para o segundo jogo, proporcionando qualquer alteração em uma cena em função do tempo, onde a posição, forma, cor, iluminação, material, transparência, entre outras, são passíveis de modificações.

Para dar acabamento às partes sonora e gráfica, que são alguns dos elementos fundamentais para a melhoria da qualidade final do jogo, foram utilizados os editores de som do *Microsoft Windows*, que permitem gravar e editar os sons e efeitos especiais embutidos nas animações das personagens. O acabamento gráfico do jogo foi feito com *Adobe Photoshop*, que é uma ferramenta muito utilizada por profissionais da área gráfica.

A figura 2 mostra a construção do personagem principal, utilizando a ferramenta gráfica *Blender*.

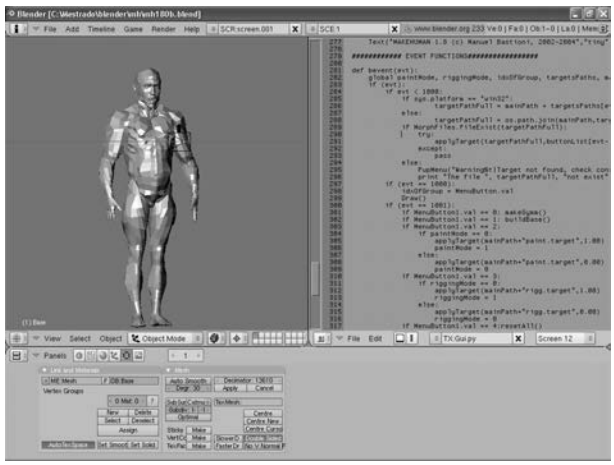


Figura 2 *Make Human* sendo executado no *Blender*

3. Resultados

Os jogos que foram desenvolvidos têm as características descritas por Battaiola [3], pois dispõem da integridade de sons, imagens e textos, permitindo que o usuário veja o resultado imediato de sua ação, possibilitando também um envolvimento homem-máquina gratificante. A interface interativa que envolve aspectos artísticos e técnicos permite rapidez de resposta, trilhas sonoras e ambientes gráfico atrativas.

A Figura 4 mostra a luta do pirata com um zumbi, essa é uma tarefa da fase 4 do primeiro jogo. O programa possibilitou a implementação de um jogo que atende as características das crianças hiperativas sendo que os desafios se sucedem rapidamente exigindo respostas imediatas. Entretanto os resultados são previsíveis, dependem do comportamento do personagem e as recompensas (mudanças de fase) são freqüentes.

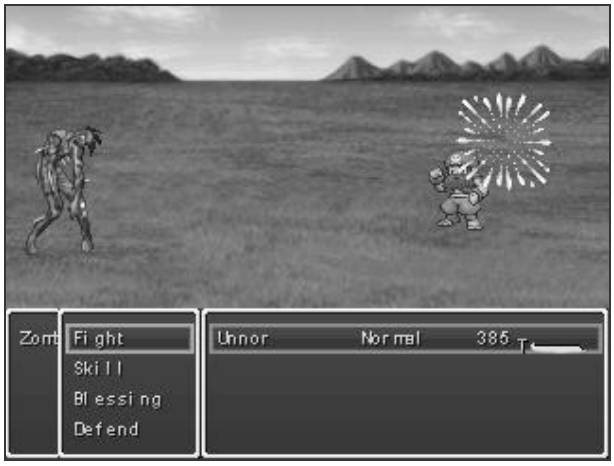


Figura 3 O pirata em uma batalha contra um zumbi.

Uma fase do segundo jogo desenvolvido para as crianças com déficit de atenção é apresentada na figura 4. Nesse jogo é exigido, para passar de fase, atenção aos detalhes da imagem, sendo que, além de entender a "dica" dada pela personagem, o jogador deve encontrar o animal escondido no senário. Essa atividade, além da capacidade linguística, proporciona o treinamento da memória e da visão espacial como recomendado pelos neurologistas.

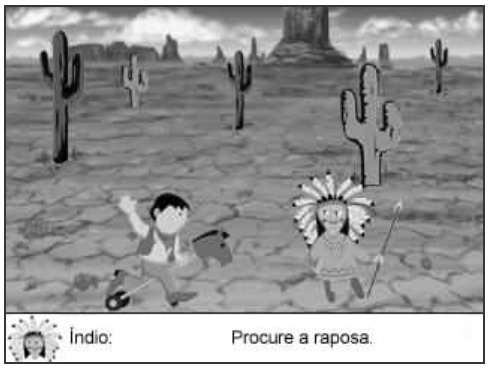


Figura 4: Jogo no velho oeste.

A validação do jogo foi realizada mensurando o tempo de permanência de 10 crianças, com características de hiperatividade, na frente do computador. As características de TDAH das crianças foram avaliadas por um neurologista que atuou também no projeto. Essas crianças acessaram o computador numa sala que continha brinquedos como carrinho de controle remoto, bonecos, *CD Player* e televisão e permaneceram em média 40 minutos jogando, mostrando que os jogos conseguiram atrair sua atenção.

4. Discussão

A ferramenta gráfica *Make Human* em conjunto com o *Blender* e o *Flash* proporcionou uma interface atrativa, com grande quantidade de detalhes, que conseguiu reter a atenção das crianças.

Outra característica do jogo desenvolvido, própria para reter a atenção de crianças hiperativas, é a exigência de muitas tarefas a serem cumpridas em um curto espaço de tempo. Além disso, foram proporcionadas mudanças constantes no ritmo e no tipo de tarefa.

Em cada tarefa foram empregados diferentes tipos de sons e de efeitos visuais, atendendo dessa maneira às recomendações da Associação Americana de Psiquiatria para o planejamento de atividades destinadas a crianças com TDAH. Estas crianças, que normalmente não se concentram por muito tempo em atividades de ensino, prestaram atenção no conteúdo exibido nas apresentações do jogo e, conseguiram estabelecer algumas das relações exigidas durante o desencadear da história.

5. Conclusão

As tarefas que requerem o domínio simultâneo de diferentes capacidades lingüísticas que se completam entre si de modo complexo, são difíceis para todas as crianças em inicio de escolarização, mas, sobretudo, para aquelas que apresentam algum comprometimento na saúde, seja motor, cognitivo ou emocional. Como são capacidades que devem ser apropriadas de modo simultâneo, exigem a organização de muitas situações de aprendizagem significativas, diferenciadas e simultâneas, que possibilitam ao aprendiz um domínio ativo e consistente sobre elas. Todos os jogos desenvolvidos nesse trabalho apresentaram essa diversidade e a possibilidade de utilizar vários deles é um fator determinante para prender a atenção de crianças com TDAH e estimular a aprendizagem.

Agradecimentos

À FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da Universidade de Mogi das Cruzes) pelo auxílio financeiro.

6. Referências

[1] SMOLKA, A.L.B., *A criança na fase inicial da escrita: A alfabetização como processo discursivo*, Ed. Da Universidade Estadual de Campinas, 1993.

[2] VALENTE, J.A., "O uso do computador na inclusão da criança deficiente", in MANTOAN, M.T.E.: *A integração de pessoas com deficiência: Contribuições para uma reflexão sobre o tema*, pp. 51-55, 1997.

[3] BATTAIOLA, L. B. "Jogos por Computador." In: VI Escola Regional de Informática de São Paulo - SBC 2001, 6, São Paulo, 2001, Resumo. São Paulo, 2001. V.1., p. 25-47.

[4] HIPERATIVIDADE, Internet site address: http://www.hiperatividade.com.br acessado em 19/05/2004.

[5] *BLENDER-HOME*, Internet site address: http://www.blender3d.org acessado em 19/05/2004.

[6] *RPG MAKER* – GUIA DE *RPG*, Internet site address: http://www.rpgmaker.com.br acessado em 19/05/2004.

[7] DEDALO-3D, Internet site address: http://www.dedalo-3d.com acessado em 19/05/2004.

ESTUDO DA VARIABILIDADE DO EXPOENTE DE HURST NA ANÁLISE DAS PROPRIEDADES FRACTAIS DE SINAIS EEG DE RECÉM-NASCIDOS

Bruno H. Dias* e David S. A. Gouvêa*

* Faculdade de Engenharia - Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, Brasil

e-mail: bdias@ieee.org

Abstract: The Hurst Exponent variability of premature and full-term newborn EEG signals were analysed through the "Logarithmic Variation Curves" (LVC). The findings show differences between LVC obtained from Coloured Noise and Gaussian White Noise signals and those obtained from EEG signals. Furthermore, results show differences in the generation process of these signals. Finally, this analysis suggest that the curves obtained for EEG present structures, where specific spectral components have been found around 0.5 Hz in the power spectra, estimated using the Fourier Transform.

***Palavras Chaves*:** Processamento de Sinais, Dimensão Fractal, Expoente de Hurst, EEG de Recém-nascido.

Introdução

A Dimensão Fractal D_0 tem sido utilizada na investigação de sinais Eletroencefalográficos (EEG) de recém-nascidos normais, visando estudar o nível de irregularidade dos estados do ciclo de sono/vigília. Achados de Gouvêa e Infantosi [1] sugerem que D_0 esteja relacionado ao aprofundamento do estado de sono e à idade concepcional, enquanto resultados encontrados por Accardo e por Gouvêa e Infantosi [2,1] indicam ser possível a distinção entre os estados do ciclo sono/vigília. Propriedades fractais têm sido registradas por estes pesquisadores e por Dias e Gouvêa [3], para os sinais citados.

A dimensão fractal pode ser estimada através do Expoente de Hurst (H), que avalia a relação entre os valores logarítmicos da variância e do deslocamento de tempo. Tal relação, compreendida como uma curva de variação logarítmica (CVL), pode mostrar diferentes segmentos, sugerindo propriedades multifractais, ou apresentar intervalos lineares, evidenciando a presença da lei de potências no processo.

As propriedades fractais do EEG, nos estados do ciclo de sono/vigília de recém nascidos normais pré e a termos, foram investigadas por Dias e Gouvêa [3] através de D_0, utilizando o Expoente de Hurst, para o deslocamento de tempo máximo limitado em 20 amostras. Para este intervalo de tempo a CVL mostrou característica linear com taxa de variação constante. Embora a presença de propriedades fractais tenha sido citada não foi verificada distinção entre os estados de sono através da porção linear da CVL.

Neste trabalho investiga-se as propriedades fractais dos sinais EEG de recém-nascidos normais, pré e a termos, através da variabilidade do expoente de Hurst, para o deslocamento de tempo máximo de 1024 amostras. As características das CVL destes sinais são comparadas com aquelas encontradas para sinais simulados, através de inspeção visual.

Materiais e Métodos

Doze derivações de sinais polissonográficos (EEG, ECG, EOG e EMG) foram adquiridos conforme o sistema internacional 10-20 modificado para recém-nascidos [4]. Os sinais sofreram filtragem anti-aliasing (0,5 e 70 Hz) sendo amostrados em 256 Hz. Posteriormente os sinais EEG foram filtrados por um filtro FIR Kaiser-Bessel passa-baixa, com freqüência de corte em 35 Hz, visando manter inalteradas suas características não lineares [5], sendo então sub-amostrados em 128 Hz.

O EEG de 2 recém-nascidos pré-termos e 7 recém-nascidos a termos foram analisados e classificados por especialistas do Laboratório de Neurofisiologia Clínica (LNC) do Instituto Fernandes Figueira (FIOCRUZ – RJ).

Neste trabalho foram utilizados sinais EEG referentes às derivações Fp2-C4, Fp1-C3, C4-O2, C3-O1, sendo obtidos 76, 132 e 16 trechos, para os estados de sono quieto, sono ativo e vigília quieta de a termos, respectivamente, e 56 e 16 trechos para sono quieto e sono ativo de pré termos. Não foram obtidos segmentos no estado de vigília para recém-nascidos pré-termos.

O método para investigação de sinais, desenvolvido por Hurst, relaciona as variâncias das amplitudes, consideradas em instantes de tempo específicos, e os respectivos intervalos de tempo [6]. Esta relação mostra propriedade não-linear podendo ser analisada através da aplicação de logaritmos. A relação entre os valores logarítmicos da variância e do deslocamento de tempo, denominada Curva de Variação Logarítmica, pode evidenciar a presença das propriedades fractais em um sinal.

O método do Expoente de Hurst, considerando um sinal $\{ V_H (t) \}$, consiste em relacionar a variância de sinais transformados $\{ V_H (t_2) - V_H (t_1) \}$ com os intervalos de tempo (dt), utilizados no processo de transformação. Os sinais transformados são obtidos através da diferença entre as amplitudes das amostras do

sinal original, as quais estão defasadas de dt = t_2 - t_1 amostras. A relação entre a variância e o incremento de tempo está descrita na equação (1), onde o Expoente de Hurst pode ser obtido através da aplicação de logaritmos, conforme equação (2). Considerando-se a constante k igual à unidade estima-se o valor de H através da equação (3) [6].

$$\mathrm{var}[V_H(t_2) - V_H(t_1)] \propto |t_2 - t_1|^{2H} \qquad (1)$$

$$\log(\mathrm{var}) = \log(k) + 2H\log(dt) \qquad (2)$$

$$\hat{H} = \frac{\log(\mathrm{var})}{2 \cdot \log(dt)} \qquad (3)$$

A estimativa de H pode ser realizada através do coeficiente de inclinação da reta ajustada à curva, utilizando-se o método de mínimos quadrados. A dimensão fractal do sinal pode ser estimada através da equação (4) [6]:

$$\hat{D}_0 = 2 - \hat{H} \qquad (4)$$

O valor de H também pode ser estimado através da derivada da CVL em cada ponto, utilizando-se previamente um procedimento de interpolação.

Sinais auto-semelhantes devem mostrar uma CVL com taxa de variação constante, exibindo propriedades fractais como lei de potências e invariância em escala. Estas propriedades podem ser encontradas em sinais do tipo ruído colorido (RC), que apresentam H e D_0 relacionados através da equação (4). Sinais tipo RC mostram uma CVL caracterizada como uma função linear com taxa de variação constante e igual ao valor do Expoente de Hurst.

Sinais que não apresentam propriedades fractais, como o ruído branco Gaussiano (RBG), não mostram relação em lei de potência. Para estes sinais os valores de H e D_0 são iguais a zero e 2, respectivamente (equação 4). Desta forma, a CVL apresenta-se como uma função com taxa de variação zero, considerando-se o deslocamento de tempo.

A CVL de sinais experimentais pode apresentar uma forma de onda semelhante à mostrada na figura (1), com diferentes taxas de variação, em virtude da presença de propriedades multifractais. Neste caso uma divisão dos trechos e a sua comparação com curvas obtidas para sinais simulados pode fornecer informações sobre as propriedades dos sinais investigados.

A simulação de sinais tipo RC pode ser realizada através do método da Integração do Ruído Branco Gaussiano, que baseia-se no somatório das amostras sucessivas de um sinal RBG, simulado com média e desvio padrão desejados. Este método gera um sinal RC com Dimensão Fractal D_0 igual a 1,5 e Expoente de Hurst H igual a 0,5[7]. Estes sinais podem ser utilizados para estudo da variabilidade do Expoente de Hurst e para comparação com os resultados obtidos para sinais EEG de recém-nascidos, devido à semelhança entre seus espectros de potência [1].

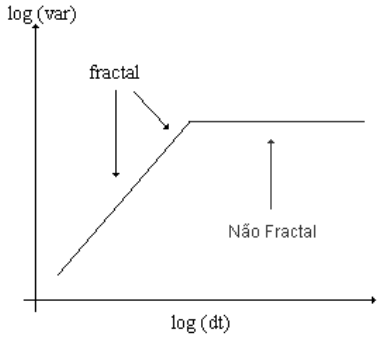


Figura 1: Representação esquemática de uma CVL para um processo fractal com dimensão constante e para um sinal não fractal tipo ruído branco Gaussiano.

Resultados e Discussão

Cerca de 100 sinais RC, com 8192 amostras, foram simulados através do método da Integração do ruído branco Gaussiano. Adicionalmente 100 sinais RBG também foram simulados com 8192 amostras, visando comparar os resultados encontrados. Estes sinais foram processados através do método do Expoente de Hurst, utilizado para sinais EEG, sendo as CVL comparadas através de inspeção visual. O deslocamento de tempo foi utilizado entre um e o valor máximo de 1024 amostras.

A figura 2 mostra as CVL obtidas para sinais RC e para sinais RBG, com expoentes H iguais a 0,5 e zero respectivamente. Observa-se que para sinais RC as CVL apresentam uma taxa de variação constante, característica de dados que apresentam a propriedade da lei de potências. A porção final das CVL apresenta uma dispersão das curvas relacionada às propriedades dos sinais e, provavelmente, ao decréscimo do número de amostras em relação ao incremento do intervalo de tempo. Neste caso, a redução realizada pelo método foi de 8191 para 7168 amostras, considerando-se dt igual à unidade e 1024 amostras, respectivamente.

Para os sinais de RBG a taxa de variação é igual a zero, o que corrobora a informação sobre a ausência de propriedades fractais. A dispersão observada para sinais RC também ocorre para sinais RBG, embora não seja visualizável devido à escala gráfica.

Sinais RC, simulados com 4096 amostras através do mesmo método, estão mostradas na figura 3. As CVL apresentam formas semelhantes às curvas exibidas na figura 2, entretanto a dispersão observada na porção final das curvas parece sofrer maior influencia da redução do número de amostras.

Os sinais EEG de recém-nascidos para os estados do ciclo de sono/vigília, utilizados neste trabalho, apresentam comprimentos entre 2432 e 7040 amostras (durações entre 19 e 55 segundos). Estes valores são intermediários aos utilizados para os sinais cujas CVL estão exibidas nas figuras 2 e 3 (8192 e 4096 amostras, respectivamente). Entretanto, as CVL dos sinais EEG

apresentam formas de onda distintas daquelas obtidas para sinais RC e RBG.

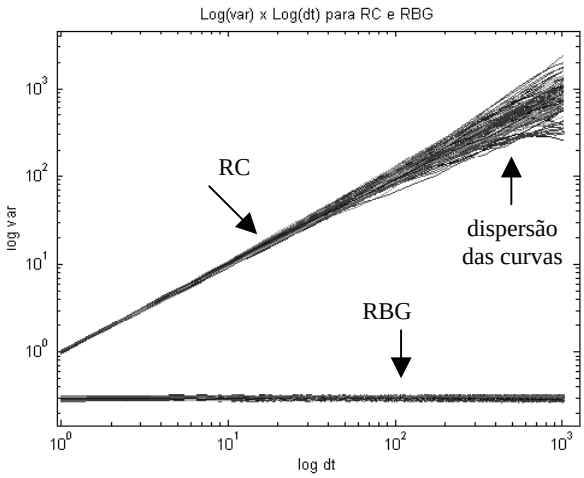


Figura 2: Curvas de variação logarítmica para sinais simulados tipo RC (H=0,5) e sinais tipo RBG.

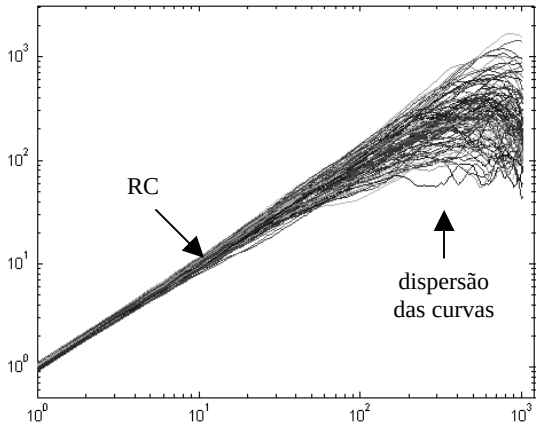


Figura 3: CVL para sinais RC (H=0,5) simulados com 4096 amostras.

A figura 4 mostra CVL para os 16 sinais EEG, de vigília quieta a termo, e o mesmo número de curvas de variação logarítmicas obtidas para sinais RC, simulados através do método da integração do ruído branco Gaussiano (H igual a 0,5). O número de amostras de cada sinal RC é o mesmo de cada um dos sinais EEG, utilizados como padrão de simulação. Observa-se que apenas uma parte das CVL dos sinais EEG apresentam taxa de variação semelhante às obtidas para os sinais RC. Nesta parte as CVL do EEG exibe propriedades fractais o que concorda com os resultados encontrados por Accardo [2].

As CVL obtidas para os sinais EEG podem ser divididas, conforme exemplificado na figura 4, considerando-se a alteração da taxa de variação do Expoente de Hurst, utilizando-se para isto o primeiro ponto de derivada negativa da curva. Os comprimentos dos trechos inicial e final dependerão do ponto de divisão, o qual é específico para cada curva. Os sinais RC, entretanto, não apresentam alteração na taxa de variação do Expoente de Hurst, e a dispersão das curvas, ao final das CVL, aparentemente ocorre em virtude das propriedades dos sinais e à limitação do número de amostras. Desta forma os sinais RC não poderão ser divididos através desta metodologia.

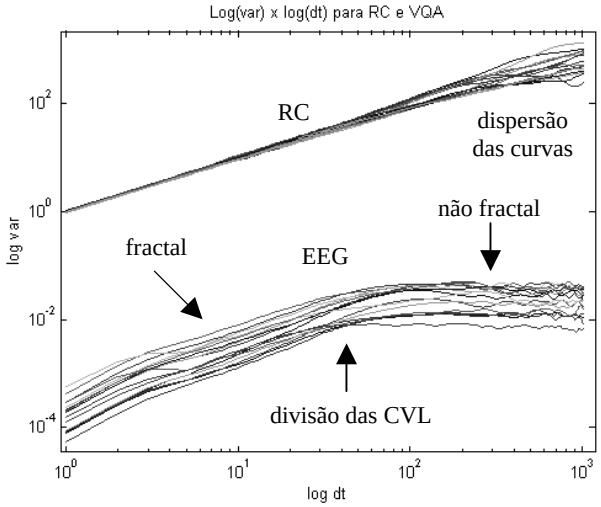


Figura 4: CVL para sinais RC simulados para comparação com sinais EEG de vigília quieta a termo.

Observa-se, ainda na figura 4, uma concentração das CVL dos sinais RC (porção linear / lei de potências), o que não ocorre com as CVL do EEG. Tal fato deve-se à variação da constante k, na equação (2), a qual apresenta aproximadamente o mesmo valor, para os sinais RC, e diferentes valores para os sinais EEG. Nota-se também a presença de diferentes taxas de variação no primeiro trecho das CVL (porção linear) do EEG, o que sugere a presença de processos fractais distintos. Esta característica multifractal corrobora achados de Gouvêa e Infantosi [1] e Dias e Gouvêa [2]. A presença de diferentes taxas de variação para o expoente H, nas CVL dos sinais EEG, foi observada para todos os estados de sono.

Na segunda parte das CVL para os sinais EEG a taxa da variação do Expoente de Hurst H aparentemente tende a zero (descrito na figura 4 como não fractal). Entretanto, uma inspeção visual da variabilidade dos dados permite supor a existência de periodicidade, o que foi investigado através da Transformada de Fourier.

Visando comparar os resultados obtidos para os sinais EEG, trechos referentes à dispersão das CVL dos sinais RC e trechos com comprimentos equivalentes das CVL de sinais RBG também foram investigadas. Os trechos das CVL dos sinais EEG e dos sinais simulados foram processados inicialmente através da janela de Kaiser, parâmetro beta igual a 6, após a retirada do valor médio e da tendência. Posteriormente estes trechos foram investigados através da Transformada de Fourier.

Exemplos de espectros de amplitude dos trechos finais das CVL dos sinais simulados (RC e RBG) estão mostrados na figura 5. Observa-se, para os sinais RBG, que o espectro apresenta uma distribuição aparentemente uniforme sobre toda a faixa de freqüências, sugerindo independência entre as variâncias obtidas para os incrementos entre amostras.

Para os sinais RC a composição espectral apresenta maior energia na faixa entre 0 e 5 Hz, concentrando-se em torno de 0,1 Hz.

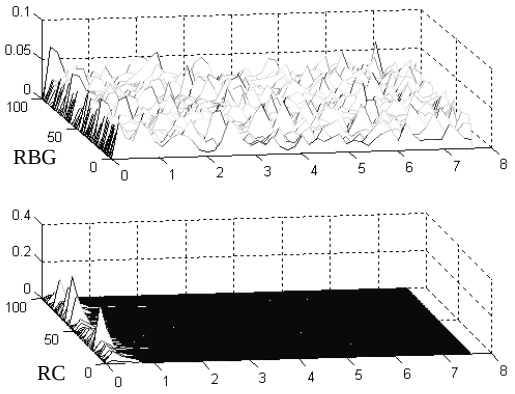


Figura 5: Espectros de amplitude para trechos das CVL obtidas para sinais simulados tipo RC e RBG.

Espectros de amplitude, para dados da segunda parte das CVL, dos sinais EEG de sono quieto a termo, estão mostrados na figura 6. Este tipo de distribuição espectral foi obtido para as porções não fractais de todos os estados dos sinais EEG. Observa-se que as componentes de freqüências de maior energia situam-se na faixa entre zero e 5 Hz, concentrando-se em torno de 0,5 Hz.

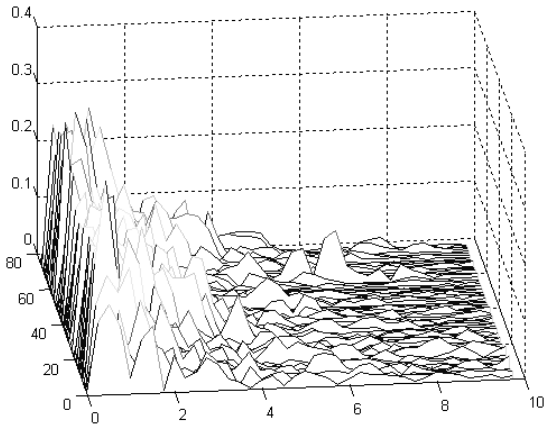


Figura 6: Espectros de amplitude dos dados das CVL obtidas para dos sinais EEG de sono quieto a termo.

A energia dos sinais EEG e RC aparentemente apresenta a mesma distribuição espectral, entre zero e 5 Hz, entretanto a faixa de concentração difere entre os sinais.

As CVL dos sinais EEG, para os estados do ciclo de sono/vigília, apresentaram formas de onda semelhantes. Embora diferindo dos sinais RC, as taxas de variação da primeira parte das CVL permitem considerar os sinais como multifractais, em virtude da presença da lei de potências.

Para a segunda parte destas curvas a análise da variabilidade sugere a presença de processo não fractal, sugerindo a possibilidade da existência de estrutura.

Conclusão

As formas de onda das CVL dos sinais EEG sugerem a existência de dois processos distintos. A primeira parte apresenta característica em forma de lei de potências com propriedades multifractais, apresentando auto-semelhança para as variâncias dos incrementos obtidos entre amostras. A segunda parte mostra a existência de processo não fractal no sinal EEG e sugere a possibilidade da presença de estrutura no relacionamento entre as variâncias. A literatura, entretanto, não tem referenciado ainda este tipo de comportamento. Novos estudos devem ser realizados no intuito de investigar a estrutura presente no processo de geração destes sinais.

Agradecimentos

Agradecemos ao Programa de Engenharia Biomédica (PEB/COPPE/UFRJ) pela cessão dos sinais para análise e ao CNPq pela concessão de Bolsa de Iniciação Científica.

Referências

[1]GOUVÊA, D.S.A.; INFANTOSI, A.F.C. (2001), "Dimensão Fractal do EEG de Recém-nascidos Pré e a Termo", *Anais do XII Congresso Argentino de Bioengenieria*, Tucumán, CD-ROM, 2001.

[2] ACCARDO, A.; AFFINITO, M.; CARROZZY, M.; et al., "Comparison Between Spectral and Fractal EEG Analysis of Sleeping Newborns". In *Proc. IEEE* / EMBS, *20th Annual International Conference*, p. 1569-1572, Hong Kong, 1998.

[3] DIAS, B. H. e GOUVÊA, D. S. A. , "Investigação da Dimensão Fractal de Sinais EEG Neonatais Utilizando o Expoente de Hurst", *XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, São José dos Campos, Brasil, v. 5, pp. 385-390, 2002.

[4] STOCKARD-POPE, J. E.; WERNER, S. S.; BICKFORD, R. G.; CURRAN, J. S., "Recording the Neonatal Electroencephalogram". 2 ed, chapter 1 – In: *Atlas of Neonatal Electroencephalography*, New York, Raven Press, 1992.

[5] YIP, K. P.; HOLSTEINRATHLOU, N. H.; MARSH, D. J., "Chaos in Blood flow control in genetics and renovascular Hypertensive Rats", *Amer. J. Physiol.*, v. 261, part 2, (3): F400-F408, 1991.

[6] FEDER, J., *Fractals*, New York, Plenum Press, 1988.

[7]VOSS, R. F., *Fractals in Nature: From Characterization to Simulation*, In: Peitgen, H.; Saupe. D.; *The Science of Fractal Images*, New York, Springer-Verlag, Cap. 1, 1988.

UMBRAL E ILUMINACIÓN RETINIANA A ESTIMULOS CROMÁTICOS DE 400 NM A 650 NM

D. Rodríguez Guzmán , D. Solórzano Ugalde, E. Martínez Moreno y E. Suaste Gómez

* CINVESTAV-IPN/ Departamento de Ingeniería Eléctrica, México, D.F.

e-mail: drodrigu@mail.cinvestav.mx

Abstract: Retinal threshold and retinal illuminance, were determinated to chromatic stimulus in the visible spectrum from 400nm to 650nm, with the purpose to observe the pupillary response in the process of constriction and dilation. To obtain a better and contrasted pupillary response for diagnosis of the visual perception, we used a software designed in our laboratory. The test was carried out with 18 subjects (12 men, 6 women from 23 to 52 years). According to the plates of Ishihara, 16 subjects have normal vision to the colors; one of them has dicromasy, while another suffers from diabetes mellitus. We obtained larger retinal illuminance from 510-590nm. The time to reach the retinal threshold was bigger when the subject was stimulated with clear colors.

***Palabras clave*: retinal threshold, pupillary response, retinal illuminance, chromatic stimulus, video-oculography.**

Introducción

El ojo recibe y trasmite la información del medio ambiente en forma de luz. Las principales funciones del sistema visual son: adaptarse rápidamente a los cambios de luz en el ambiente, percibir a distancias considerables estímulos luminosos, percibir detalles diminutos, discriminar un gran número de tonalidades, focalizar un objeto mientras el cuerpo se mueve, captar objetos en movimiento, etc.

La pupila varía su contorno en función del nivel de iluminación, entre 2 y 8 mm en función del nivel de iluminación, ante una luz brillante se contrae y se dilata en la oscuridad. Además del nivel luminoso el diámetro de la pupila varía debido a otros factores, por ejemplo, al observar objetos próximos y lejanos, por la edad del sujeto, debido agentes farmacológicos y a las emociones [1]. Otros factores que hacen que la pupila son el parpadeo y el acomodamiento [2]. También se sabe que el tamaño de la pupila está gobernada por el sistema simpático y parasimpático [3], como una respuesta a estímulos emocionales intensos y que puede variar según la actividad mental.

Cuando la luz entra al ojo llega a la pupila regula la cantidad de luz, hasta alcanzar a la retina, donde se encuentran las células sensoriales: los conos y los bastones. Los conos, encargados de diferenciar las longitudes de onda (colores) se encuentran en la parte central o fóvea; y los bastones, situados a los lados de la fóvea, dedicados a la visión nocturna. La visión nocturna, de la penumbra o crepuscular está a cargo de la retina periférica y se conoce como visión escotópica; su poder de discriminación, medido como agudeza visual, corresponde a 1/10 de la visión fotopica (visión de los colores).

La teoría más aceptada (Young-Helmholtz) o tricrómica explica los tres tipos de receptores para los colores principales: rojo, verde y azul. Las alteraciones de alguno o de todos producen anomalías o falta de visión de los colores. Pueden ser acromatopsias, o discromatopsias (protánopes, deuteránopes y triptánopes); de igual forma se destacan las congénitas (rojo/verde o daltonismo) o adquiridas (por lo general no se percibe el azul/amarillo) [4-5].

Para estudiar las anomalías a la percepción del color se han diseñado múltiples pruebas. Las láminas pseudo isocromáticas de Ishihara, agrupan series de puntos de diferentes colores, de tal forma que las personas normales ven dibujado un número específico, mientras que los que tienen problemas de colores ven un número diferente [6].

Una función importante del ojo es su capacidad para adaptarse a distintos grados de iluminación [7]. La entrada de luz está regulada por la pupila que puede producir midriasis (para aumentar la entrada de luz) o miosis (para disminuirla)- pero la adaptación a la iluminación tiene lugar fundamentalmente en los fotorreceptores. Sabemos que los bastones tienen un umbral bajo de excitación y que en su mayoría se encuentran en la retina periférica para encargarse de la de visión periférica. La medida de la adaptación oscila entre los 30 y 40 segundos.

La cantidad de luz que incide por unidad de tiempo es proporcional al área de la pupila [8]. Los reflejos pupilares a la luz más importantes son: reflejo directo o fotomotor, reflejo consensual y reflejo de la acomodación-convergencia. Reflejos que provocan cambios en el tamaño de la pupila, si la luz se proyecta principalmente a un ojo, la pupila de ese ojo se contrae más (reflejo directo a la luz), mientras que la pupila del otro ojo se muestra un grado de contracción menor, éste es el reflejo consensual a la luz [9].

La iluminación retiniana es la cantidad de energía luminosa que llega a los receptores de la retina, es decir, el flujo luminoso total y en todas direcciones que recibe un elemento de superficie de la retina. La iluminación

retiniana es independiente de la distancia a la que se encuentra la fuente del ojo y proporcional a la luminancia, lo que demuestra que la luminancia es el parámetro fundamental de la visión de fuentes extensas, así un objeto se verá más luminoso conforme aumente su luminancia [1].

El umbral pupilar es la iluminación retiniana imprescindible para disminuir el diámetro pupilar 1.0 mm en relación al diámetro en oscuridad [10].

El desarrollo de esta metodología instrumental capaz de estudiar las respuestas pupilares a los colores, nos permitirá llevar a cabo evaluaciones cuantitativas de patologías asociadas a la percepción visual cromática tales como la diabetes mellitus, la hipertensión, el glaucoma, cataratas, la ambliopía, desordenes mentales, envenenamiento, etc.

Materiales y Métodos

El estudio consiste en la adquisición de las respuestas pupilares a estímulos cromáticos (RPC) mediante la técnica de video-oculografía (VOG) en condiciones fotopicas [11]. En el procesamiento digital de las imágenes se analiza cada una de las RPC debidas a las diferentes longitudes de onda (λ). El diámetro pupilar se mide cuando la respuesta de la pupila se encuentra en el estado estable, es decir, una vez que se ha presentado la latencia [10] y la respuesta transitoria [12], después de tres segundos de la estimulación.

El sistema propuesto es el Pupilocromatógrafo constituido por tres secciones: *del especialista*, *del sujeto bajo estudio*, y *sistema de video-oculografía* [13].

Con la finalidad de determinar la estimulación optima que permita una mejor y contrastada respuesta pupilar con fines de diagnóstico en la percepción visual a los colores, se utilizo el programa de estimulación "PG20" diseñado en nuestro laboratorio. Los estímulos consisten en la exhibición de pantallas completas de color en el monitor de una PC (debidamente caracterizado) a diferentes λ en el espectro visible durante 6 s, intercalando entre cada color una pantalla negra por 20s [13]. Las λ desplegadas inician en 400nm con incrementos de 10nm hasta llegar a 650nm, Estas pantallas negras se muestran al sujeto bajo estudio con la finalidad de dar tiempo al ojo de redilatar su pupila y así responder únicamente al color correspondiente a la λ de estimulación.

Antes de presentar los diferentes estímulos cromáticos a los sujetos bajo estudio se les presentaron las cartas de Ishihara para determinar si tenían una visión normal a los colores.

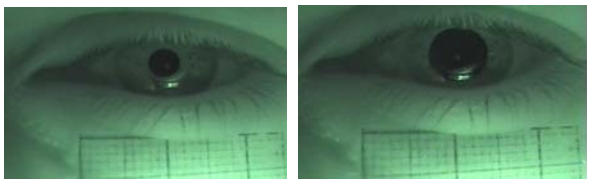
Para obtener la máxima dilatación pupilar el sujeto es adaptado a la oscuridad por un periodo de 10 minutos. Una vez adaptada parcialmente su visión, sin llegar a condiciones escotópicas (con las pupilas dilatadas), se le coloca debajo de su ojo una cuadricula de referencia para la determinación del área pupilar y se le pide que apoye su frente y barbilla en el soporte oftalmológico y observe el centro de la pantalla del monitor frente a él, mientras se le presentan los estímulos cromáticos desde 400 a 650 nm con pasos de 10 nm. Mediante el reflejo consensual se registran simultáneamente sus RPC y la cuadricula de referencia con la cámara de video, así como la indicación visual y auditiva del cambio de estímulo.

El estudio se realizo a 18 personas con edades entre los 23 y 52 años de edad (12 hombres y 6 mujeres).

Resultados

Al presentar las cartas de Ishihara a los sujetos sometidos a las pruebas se encontró que 16 de ellos presentaban visión normal a los colores, un sujeto (52 años) tuvo dificultad para distinguir los colores rojo y verde (dicromata congénito), y un sujeto tuvo problemas en el espectro rojo (diabético tipo II, por cuatro años).

En la Fig. 1a y 1b, se observan dos cuadros del video adquirido correspondientes a las RPC del sujeto 1 (sexo masculino, 23 años de edad y visión normal a los colores) debidas a las pantallas de color y negra durante la estimulación de PG20. Estas imágenes fueron posteriormente procesadas y analizadas mediante una frame grabber DT2853-60 para determinar las variaciones de las áreas pupilares en estado estable [13] y así calcular el porcentaje (%) de dilatación (DP) y redilatación pupilar (RDP) debidas a las pantallas negras y de color.



a) **b)**

Figura 1. a) DP del sujeto 1 debida al estímulo de 530 nm y b) RDP debida a la pantalla negra. En ambos casos se aprecia la cuadricula de referencia.

El promedio del área pupilar de los 18 sujetos, la luminancia del monitor de estimulación y la iluminación retiniana del sujeto 2 en estado estable son mostrados en la Fig. 2.

Para obtener la iluminación retiniana antes y después de los estímulos cromáticos se considero la ecuación (1).

$$E = L\,A \qquad (1)$$

Donde:

E, Iluminación retiniana (trolands)

L, Luminancia del monitor de estimulación (cd/m^2)

A, área pupilar (mm^2)

En la Tabla 1, se observa la luminancia del monitor de estimulación, el diámetro y área pupilar del sujeto 2 (hombre, 42 años, visión normal a los colores), así como su umbral e iluminación retiniana.

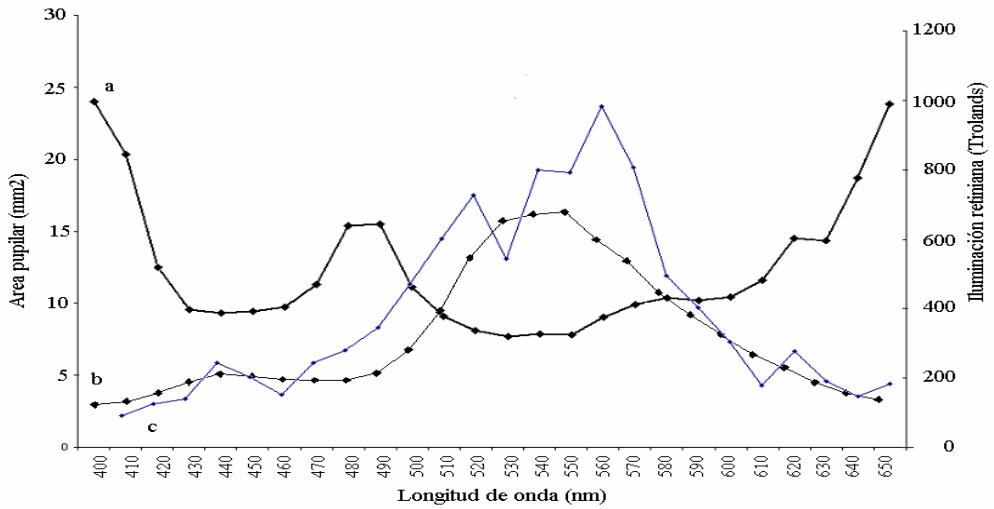


Figura 2. a) promedio del área pupilar (mm^2) de los 18 sujetos, b) Luminancia del monitor (cd/m^2) y c) iluminación retiniana (trolands) del sujeto 2 (ver datos Tabla 1).

Tabla I. Diámetro, área pupilar, umbral e iluminación retiniana del sujeto 2 (hombre, 42 años, visión normal a los colores) y luminancia del monitor de estimulación.

λ	Diámetro Inicial (mm)	Diámetro del umbral (mm)	Tiempo (s)	Área inicial (mm^2)	Área del umbral (mm^2)	Luminancia (cd/m^2)	Iluminación retiniana Inicial (troland)	Iluminación retiniana del umbral (troland)
410	7.14	6.29	0.66	40.04	31.07	2.74	109.74	85.17
420	7.44	6.46	0.43	43.47	32.78	4.45	193.63	145.98
430	7.40	6.46	0.33	43.01	32.78	6.85	294.69	224.58
440	7.40	6.34	0.40	43.01	31.57	8.57	368.37	270.39
450	7.32	6.26	0.36	42.08	30.78	8.22	346.03	253.07
460	7.30	6.31	0.40	41.85	31.27	7.54	315.46	235.70
470	7.40	6.46	0.41	43.01	32.78	7.19	309.43	235.81
480	7.54	6.50	0.40	44.65	33.18	7.19	321.25	238.74
490	7.73	6.69	0.43	46.93	35.15	8.91	418.03	313.11
500	7.31	6.36	0.36	41.97	31.77	13.70	575.14	435.36
510	7.38	6.39	0.56	42.74	32.07	22.27	951.82	714.15
520	7.63	6.58	0.40	45.66	34.00	33.57	1533.14	1141.71
530	7.42	6.33	0.36	43.20	31.47	41.45	1790.94	1304.58
540	7.33	6.38	0.33	42.24	31.97	42.83	1808.80	1369.08
550	7.38	6.43	0.33	42.74	32.47	43.17	1845.07	1401.75
560	7.25	6.25	0.33	41.28	30.68	37.34	1541.63	1145.68
570	7.50	6.46	0.36	44.18	32.78	32.89	1453.02	1077.99
580	7.58	6.67	0.33	45.17	34.94	26.04	1176.01	909.79
590	7.58	6.50	0.36	45.17	33.18	21.24	959.38	704.85
600	7.25	6.29	0.33	41.28	31.07	17.13	707.17	532.29
610	7.67	6.67	0.40	46.16	34.94	8.22	379.58	287.30
620	7.50	6.42	0.36	44.18	32.37	9.94	438.93	321.62
630	7.33	6.21	0.43	42.24	30.29	6.85	289.41	207.53
640	7.32	6.34	0.43	42.05	31.57	4.45	187.28	140.60
650	7.20	6.24	0.53	40.72	30.58	3.22	131.12	98.49

En la Fig. 3 se exhiben diámetro pupilar inicial antes del estímulo cromático (a) y el diámetro pupilar necesario para alcanzar el umbral retiniano (b), ambos del sujeto 2 (hombre, 42 años, visión normal a los colores).

Por otro lado, en la Fig. 4 (a), se observa la Iluminación retiniana necesaria para alcanzar el umbral retiniano del sujeto 2. Mientras que en el tazo (b), se despliega la iluminación retiniana inicial (antes de los estímulos luminosos, cundo observa las pantallas negras). En ambos caos se observa que se tiene una mayor iluminación retiniana cuando se observan colores claros (λ entre 510 y 590 nm) que cuando se observan colores obscuros (400-500 nm y 600-650nm).

Conclusiones

Se determinaron las iluminaciones retinianas antes de presentar los estímulos cromáticos y después de presentarlos (una vez alcanzado el umbral retiniano), observándose en ambos casos que se tiene una mayor iluminación en las longitudes de onda centrales del espectro visible (510-590 nm).

Intercalando pantallas negras entre las pantallas de color creamos el ambiente para que la pupila del sujeto bajo estimulación se redilate y posteriormente se contraiga específicamente al estímulo cromático.

Se observó que para la mayoría de las personas bajo estudio los 20 segundos de pantallas negras fueron

suficiente para obtener un buen % RDP, permitiendo así, responder adecuadamente al color.

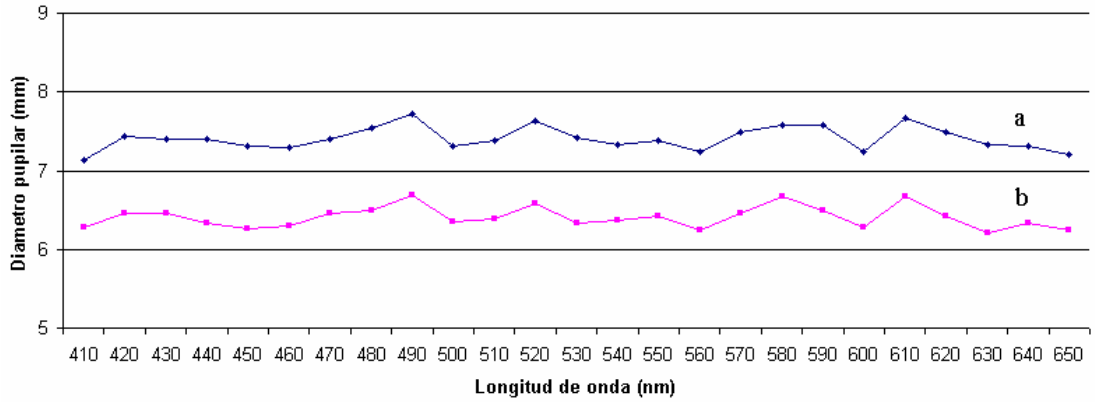


Figura 3. Diámetro pupilar inicial antes de los estímulos cromáticos (a) y diámetro pupilar necesario para alcanzar el umbral retiniano (b), ambos del sujeto 2 (hombre, 42 años, visión normal a los colores).

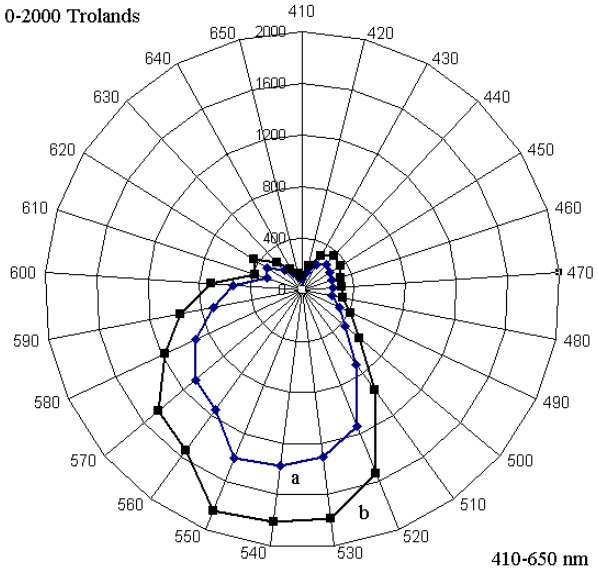


Figura 4. (a) Iluminación retiniana una vez alcanzado el umbral retiniano y (b) Iluminación retiniana antes de la presentación de los estímulos luminosos ambas respuesta corresponden al sujeto 2.

De acuerdo a los resultados obtenidos está metodología es útil en el diagnóstico de la percepción visual a los colores, ceguera a los mismos (protanopía, deuteranopía, tritanopía o discromatismo) o aquellos trastornos neurológicos o fisiológicos que alteren la calidad de la percepción visual, tales como la diabetes mellitus, glaucoma, cataratas, hipertensión, ambliopía, desordenes cerebrales, envenenamiento, etc.

Referencias

[1] ARTIGAS J.M., CAPILLA P., FELIPE A y PUJOL J. Optica fisiológica, psicofísica de la visión, Ed. Interamericana McGraw-Hill, 1995.

[2] MOSES R. A., Alder's, "Physilogy of the eye, clinical application". Seventh edition. USA 1981.

[3] KAZUTSUNA Y., YUTAKA H. and SHIRO U.; "The pupil as a possible monitor of the autonomic nervous system"; Proceedings -19'h. Intemational conference -IEEE/EMBS Oct, 30 -Nov 2, 1997 Chicago, IL, USA.

[4] KOHN M. and CLYNES M. (1969) Color dynamics of the pupil. *Annals New York Acad Sci*, 156, 931-950.

[5] Ishihara T. Test for colour blindness. 5th edition. Tokio 1925 37. Farnsworth.T. Color disks for color abnormalities. *J.Opt Soc Amer 1943;33:568-590*

[6] "Inherited and acquired colour vision deficiencies, fundamental aspects and clinical studies", *Vision and visual dysfunction Vol. VII, Edited by David H. Foster, Macmillan press*, pp 42, 1991.

[7] TERDINAM J., STARK J., and SMITH A., "Pupil response to light and electrical stimulation: static and dynamic characteristics", *Brain Research*, 16, pp. 288-292, 1969.

[8] WERNER A., "Spectral sensitivity of the pupillary system", *Clinical and Experimental Optometry* 2003; 86: 4: 235–238

[9] SMITH R.F., Fundamentals of sensory physiology, (Ed) *Springer-Verlag*, New York, 1977.

[10] PORTAL DE SALUD, Internet site address: http://www.ltu.sld.cu/modules.php?name=Revista&file=article&sid=24, visitado en abril/2004.

[11] SUASTE E., ZÚÑIGA A., MARTÍNEZ R., "Effect evoked by luminance and color of PC monitors in the pupillary responses and retinal illuminances", in *Human vision and Electronic Imaging VII*, Bernice E. Rogowitz, Thrasyvoulos N. Pappas, (Ed), Proceedings of SPIE Vol. 4662, 482-4493 (2002).

[12] BOS J.E., "Detection of the pupil constriction latency", *Medical and Biological Engineering & Computing*, pp. 529-534, 1991,

[13] RODRÍGUEZ D., ZÚÑIGA A. and SUASTE E., "Video-oculography to obtain pupillary responses in the visible spectrum", *VII Simposio Mexicano de Física Médica*, Guanajuato, México, 17-19 marzo 2004 (en prensa).

2419-A CAMINHADA E A CORRIDA EM VELOCIDADES PRÓXIMAS À DA TRANSIÇÃO: IMPACTOS NA TÍBIA E NA COLUNA VERTEBRAL

Kin Shung Hwang*, Carlos Gomes de Oliveira*, ** e Jurandir Nadal*

* Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
**Laboratório de Biomecânica, EEFD/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

E-mail: kin@peb.ufrj.br

Abstract: ***We investigated the acceleration (AC) at tibia and L3 during walking (W) and running (R), considering the speed of transition (ST) from W to R. 14 subjects were monitored during W and R at 80%, 90%, 100%, 110% and 120% of ST. It was evaluated the peak of AC and load rate (LR), which increase as increase the speed, for W and R. AC of tibia during W in speeds at ST and above were significantly higher (p <0.01) than in R at ST and below. At L3, AC was higher in R than W for all speeds. LR at L3 had a different behavior. W at high speeds could cause more impacts than R at low speed for lower limbs. For the spine the results are not conclusive.***
Keywords: ***biomechanics, transition speed, injury, accelerometers, locomotion.***

Introdução

Existem evidências científicas da associação positiva entre a prática de exercícios físicos e melhoras na saúde humana. Dentre as atividades físicas praticadas, a caminhada e a corrida têm se tornado populares e recomendadas, pela sua simplicidade e pelo seu baixo custo de execução. Porém, a incidência de lesões relacionadas a esta prática tem aumentado [1]. Para obter-se os benefícios dos exercícios com segurança, deve-se controlar a intensidade, freqüência e volume de treinamento, considerando, ainda, a população visada [2]. Uma variável importante no treinamento, que se utiliza da caminhada e da corrida, é a velocidade. Para velocidades menores que 6 km/h a caminhada tem sido proposta como mais eficiente, enquanto para velocidades acima de 8 km/h, a corrida é mais recomendada [3].

O aumento da velocidade de locomoção em seres humanos implica em uma transição, aparentemente espontânea, da caminhada para a corrida (TCC), quando a velocidade atinge um valor crítico. Apesar desse fenômeno ser bem conhecido e descrito, suas causas não são bem conhecidas [4]. Postula-se que tal transição ocorra como mecanismo poupador de energia, mas não existem evidências confirmando tal hipótese [5].

As cargas mecânicas produzidas durante a locomoção podem levar a condições lesivas do aparelho locomotor [6]. Neste sentido, estudos com animais indicam que o gasto energético aumenta durante a transição entre o trote e o galope, com concomitante redução das cargas mecânicas lesivas [7].

Embora tenha sido proposto que as variáveis biomecânicas são promissoras na identificação dos fatores influenciadores da Velocidade de Transição (VT) [4], pouco tem sido investigado acerca destas variáveis durante caminhada e corrida próximas à VT. Além disso, parece não existir na literatura estudos com serem humanos, testando a hipótese de que a TCC ocorre para minimização das cargas mecânicas no aparelho locomotor.

Este estudo objetivou avaliar as cargas mecânicas de impactos na tíbia e na coluna durante a caminhada e a corrida em velocidades próximas à VT, através de acelerômetros, aplicando um método de montagem dos mesmos na pele [8, 9].

Materiais e Métodos

Participaram deste estudo 14 indivíduos jovens, 5 mulheres e 9 homens (Estatura = 173 ± 10 cm e Massa Corporal = 72,6 ± 15,4 Kg), sem lesões que pudessem interferir no padrão normal de marcha. Todos assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Para determinação da VT, os sujeitos caminharam com seus próprios calçados desportivos, em uma esteira ergométrica eg700.2 (Ecafix, São Paulo) para fins de familiarização, a uma velocidade inicial de 2 Km/h abaixo da VT estimada (VT_E), de acordo com a equação 1, com o número N_{Froud} = 0,5, baseada no modelo do pêndulo invertido [10]. A velocidade foi aumentada para VT_E - 1,5 km/h, e, então, incrementada a cada 10 s, de 0,1 km/h, até que o indivíduo passasse a correr. Essa velocidade foi computada como a VT.

$$N_{Froud} = \frac{v^2}{Lg} \quad (1)$$

onde v é a velocidade de locomoção, L é o comprimento do membro inferior e g a aceleração da gravidade (9,81 $m.s^{-2}$).

Após a determinação da VT, dois acelerômetros uniaxiais modelo 2221f (Endevco, USA), de 11 g, foram afixados na tuberosidade tibial da perna direita e na terceira vértebra lombar (L3), com os eixos, de ambos, orientados longitudinalmente, de acordo com método previamente reportado na literatura [8, 9]. Os sinais dos acelerômetros foram amplificados pelo

amplificador de carga 5974 (Brüel & Kjäer, Dinamarca) na faixa de 0,3 a 1 kHz, registrados em computador através de uma placa de aquisição, com conversor A/D de 12 bits e do Software LabVIEW 5.0 (Mational Instruments, EUA), e amostrados à taxa de 2000 Hz.

Cada sujeito caminhou (M) e correu (C) em cinco velocidades diferentes: a 80%, 90%, 100%, 110% e 120%, totalizando 10 testes, cinco de caminhada (M80, M90, M100, M110 e M120) e cinco de corrida (C80, C90, C100, C110 e C120). A ordem de realização dos testes foi randomizada para cada indivíduo. Cada teste teve a duração de dez segundos. Terminado um teste, a velocidade era reduzida até a velocidade de adaptação e, cerca de 5 s depois, incrementada até a velocidade do novo teste. Os sujeitos não relataram desconforto com os transdutores, nem fadiga durante os testes.

Análise dos dados

As variáveis analisadas foram os picos das acelerações e as taxas de cargas, sendo a taxa de carga calculada como a razão entre o pico de aceleração e a sua duração [11]. Para a detecção dos picos, inicialmente observou-se a função densidade espectral de potência dos sinais, estimado com o método de periodograma de Welsh da função PSD do aplicativo Matlab (The Mathworks, EUA). As estimativas espectrais mostraram a existência de duas bandas de freqüência bem distintas; uma de baixa freqüência (BF), correspondente aos movimentos causados pela locomoção, e outra de alta freqüência (AF), devido ao impacto na fase de contato inicial, que ficou situada entre 8 e 30 Hz, considerando todos os indivíduos e formas de locomoção. Como essa última banda correspondia à faixa que continha os picos de interesse para análise, foi possível evidenciá-los pela filtragem do sinal com filtro Butterworth passa alta de 1ª ordem, aplicada nos sentidos direto e reverso para correção de fase. A freqüência de corte de 2 Hz foi estabelecida acima da freqüência de máxima potência contida na banda BF, encontrada em cada sinal.

A detecção dos picos de acelerações e das taxas de cargas foi realizada de forma automática. Para determinar o intervalo de tempo, associado a um dado pico, com vistas a calcular a taxa de carga, foi considerado o intervalo que continha os valores de aceleração que aparecessem antes e depois do pico, que representassem 10% do valor deste pico (Figura 1).

Foram então comparados os valores dos testes de caminhada com os da corrida, pareados por velocidade. A estatística de teste foi a *Wilcoxon* para amostras dependentes e o índice de significância adotado foi de 0,05.

Resultados

Os valores médios de cada indivíduo mostram um aumento da aceleração à medida que a velocidade aumenta, tanto para a caminhada, quanto para a corrida, na tíbia (Figura 2A), e também na coluna (em L3). A mesma tendência foi verificada para as taxas de cargas (Figura 2B, para L3).

As acelerações e as taxas de cargas na tíbia, durante a caminhada, foram significativamente menores ($p<0,05$) que os da corrida, para as velocidades de caminhada entre 80% e 100% da VT. Esta tendência se inverteu para velocidades de caminhada a 120% da VT, que apresentou acelerações maiores que as das corridas a 80% e 90% e 100% (Tabela 1).

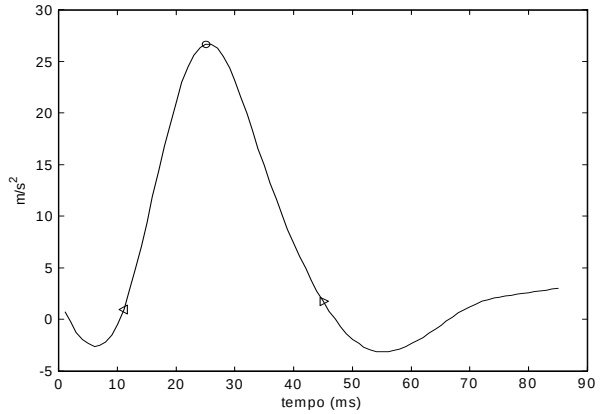


Figura 1: Intervalo de tempo usado no cálculo da taxa de carga. Os triângulos mostram os instantes correspondentes a 10% do pico, representado pelo círculo.

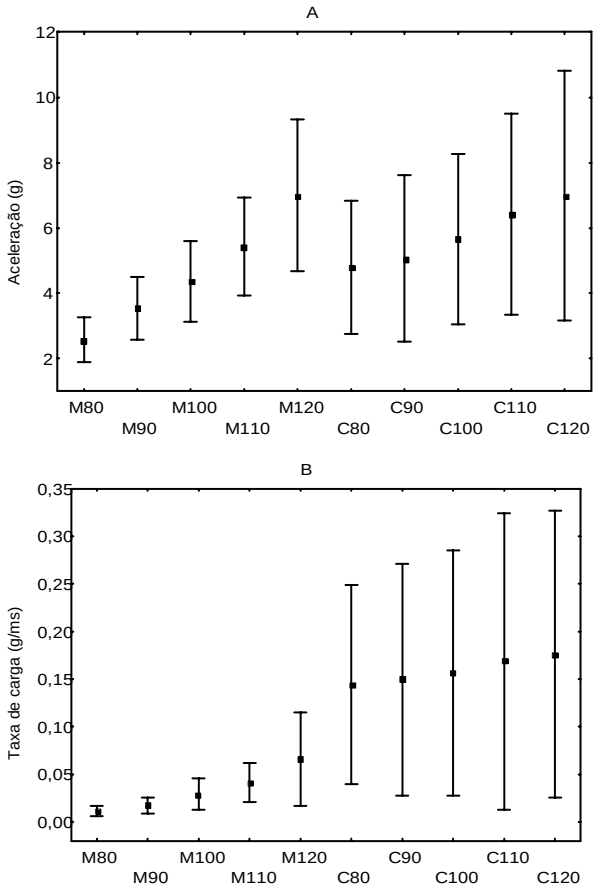


Figura 2: Resultados dos testes de caminhada (M) e corrida (C), nas velocidades 80%, 90%, 100%, 110% e 120% da VT. A) Acelerações na tíbia. B) Taxas de carga em L3. ■ = Média; I = Média ± Desvio padrão.

Para o restante dos casos, não houveram diferenças significativas, nas acelerações tibiais, entre caminhar ou correr. Ainda com relação à tíbia, as taxas de cargas apresentaram valores maiores na corrida do que na caminhada em quase todas as velocidades, até 110% da VT. A 120% da VT, caminhar produziu maior valor do que correr a 80%, e, nas outras velocidades de corrida os resultados não tiveram diferença significativa em relação a caminhada a 120% (Tabela 1).

Tabela 1: Significância estatística (Valor p) na comparação entre os valores de aceleração e de taxa de carga obtidos na caminhada e na corrida medidos na tíbia.

	Valor p	
Comparação	Aceleração	Taxa de Carga
M120 x C80	0,0015*	0,0079*
M120 x C90	0,0035*	0,0555
M120 x C100	0,0156*	0,0806
M120 x C110	0,2209	0,8260
M120 x C120	0,5936	0,6603

M- Caminhada. C- Corrida. Os valores significativos (*) indicam que as medições da caminhada foram maiores que as da corrida.

As acelerações medidas em L3 foram sempre maiores na corrida ($p < 0,01$) do que em qualquer velocidade de caminhada. Nas taxas de cargas observou-se a mesma tendência, com exceção da comparação entre a caminhada a 120% e as corridas a 90%, 100% e 110% da VT, quando não ocorreram diferenças significativas entre caminhar e correr.

Discussão

Os resultados médios de aceleração e de taxa de carga observados no presente estudo foram similares aos previamente reportados na literatura [11]. O aumento sucessivo da aceleração e da taxa de carga, associado ao aumento da velocidade, também foi reportado na literatura, tanto para a caminhada [12], quanto para a corrida [13].

Sabe-se que a caminhada e a corrida são atividades físicas populares e recomendadas, tanto pela sua simplicidade quanto pelo seu baixo custo. Entretanto, a incidência de lesões relacionadas a esta prática têm aumentado [1]. A velocidade da locomoção é uma variável importante no treinamento individual, quando, para velocidades menores que 6km/h, a caminhada tem sido proposta como mais eficiente, enquanto que, para velocidades acima de 8km/h, a corrida é mais recomendada [3]. Apesar de tais proposições, pouco se sabe acerca do aspecto lesivo de uma ou outra forma de locomoção com relação à velocidade de sua execução. Além disso, a preconização de valores de velocidade para uma determinada forma de locomoção não pode ser generalizada, pois a seleção da velocidade é um processo individual, dependendo inclusive do comprimento dos membros inferiores [14].

Hreljac [5] propôs que a TCC ocorre como mecanismo para poupar energia, em que passa-se a correr ao invés de caminhar rápido para minimizar o gasto calórico, hipótese que não vem sendo confirmada por outros autores. Por outro lado, alguns autores têm sugerido que as variáveis biomecânicas podem ser as mais importantes na identificação dos fatores que podem influenciar na VT [4].

Estudando a atividade muscular de membros inferiores durante a locomoção, Prilutsky e Gregor [15] observaram um aumento progressivo da ação de alguns músculos com o incremento da velocidade de caminhada, com um alívio após a transição para a corrida. Esses autores propuseram que a TCC ocorre como mecanismo de alívio ao alto estresse mecânico promovido durante a caminhada em altas velocidades.

Os resultados do presente estudo apresentam um aspecto que pode ser importante na identificação do mecanismo causador da TCC sob o ponto de vista biomecânico, como proposto por Prilutsky e Gregor [15], qual seja, a diminuição dos impactos na tíbia, na comparação da caminhada acima da transição com a corrida abaixo, e na própria VT, fato não reportado anteriormente na literatura. Neste sentido, os resultados deste estudo sugerem que caminhar em velocidades acima da VT pode produzir impactos maiores na tíbia do que correr em velocidades mais baixas. Além disso, os valores medidos na tíbia são representativos dos impactos sofridos pelas articulações do membro inferior. Este fato é relevante, pois existem evidências de que as cargas mecânicas produzidas durante a locomoção podem levar a condições lesivas para os membros inferiores [16].

Quanto ao potencial lesivo para coluna, os resultados mostram que em todas as velocidades as acelerações foram maiores na corrida do que durante a caminhada. A princípio, esta verificação aponta para a preferência pela prática da caminhada em lugar da corrida. Entretanto, deve-se observar que as taxas de carga nas caminhadas a 120% da VT não se diferenciaram significativamente daquelas encontradas nas corridas a 80%, 90% e 100% da VT. A taxa de carga, por sua vez, tem sido proposta com uma medida mais correlacionada com a ocorrência de lesões do que a aceleração em si [11]. Portanto, pode-se suspeitar que, em termos de potencial lesivo para a coluna, caminhadas rápidas não se diferenciariam das corridas lentas. Como as corridas mais lentas causam menos impacto nas articulações do membro inferior do que as caminhadas mais rápidas, a combinação dos riscos poderia ser levada em consideração no momento da escolha do modo de locomoção.

Alguns estudos indicam que caminhar ou correr próximo à VT não altera significativamente o gasto energético [17]. Considerando tal hipótese, e sendo o objetivo da prática da caminhada ou da corrida, a promoção da saúde através do aumento do gasto energético, a escolha da prescrição de um ou de outro modo de locomoção em velocidades próximas à VT poderia, então, levar em consideração mais os aspectos mecânicos relacionados ao potencial lesivo de um ou de outro modo de locomoção.

Dessa forma, os resultados do presente estudo sugerem que caminhar em velocidades muito altas, ou acima da velocidade de transição, pode causar mais impactos às articulações dos membros inferiores do que correr em velocidades mais baixas, o que indicaria a preferência da prescrição da caminhada em baixas velocidades. Entretanto, é preciso levar em consideração também os impactos sofridos pela coluna, que podem ou não ser mais intensos, dependendo da variável que se considere, aceleração ou taxa de carga. Futuros estudos devem ser conduzidos no sentido de melhor elucidar tal questão.

Conclusões

Este estudo indica que caminhar em velocidades muito acima da velocidade de transição tende a produzir impactos maiores nos membros inferiores do que corridas em velocidades mais baixas. A caminhada em velocidades abaixo da VT produz impactos significativamente menores que a corrida em baixas ou altas velocidades. Portanto, se o objetivo é minimizar as cargas mecânicas nos membros inferiores na locomoção abaixo da VT, a caminhada paerce mais indicada. Por outro lado, se a velocidade objetivada ultrapassa a VT em até 20%, a corrida pode ser mais recomendável.

Os dados das acelerações na coluna não fornecem um resultado conclusivo, mas há uma sugestão à utilização da caminhada em substituição à corrida para indivíduos predispostos a lesões por impactos, ou que já possuam alguma lesão na coluna vertebral que possa ser agravada por impactos.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPERJ e ao CNPq pelo suporte financeiro, e ao Núcleo do Instituto de Ciências da Atividade Física da Aeronáutica por ter auxiliado com os instrumentos de medida.

Referências

[1] DUFFEY, M.J., MARTIN, D.F., CANNON, D.W., CRAVEN, T., MESSIER, S.P., "Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners", *Med Sci Sports Exer*, 32(**11**): 1825-1832, 2000.

[2] MCCARDLE, W.D., KATCH, F.I., KATCH, V.L., "Treinamento para Potência Anaeróbia e Aeróbia", In: *Fisiologia do Exercício*, 4ª ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, pp. Cap. 21, 373-393, 1998.

[3] AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, *Guidelines for Exercise Testing and Prescription*, 6th ed., Philadelphia: Willians & Wilkins, 2000.

[4] RAYNOR, A.J., YI, C.J., ABERNETHY, B., JONG, Q.J., "Are transitions in human gait determined by mechanical, kinetic or energetic factors?", *Hum Mov Sci*, 21: 785-805, 2002.

[5] HRELJAC, A., "Determinants of gait transition speed during human locomotion: kinematic factors", *J Biomech*, 28: 669-677, 1995.

[6] VOLOSHIN, A.S.; WOSK, J., 1982, "An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system", *J Biomech*, 15(**1**): 21-27, 1982.

[7] FARLEY, C,T., TAYLOR, C,R., "A mechanical trigger for the trot-gallop transition in horses", *Science*, 253: 306-308, 1991.

[8] KIM, W., VOLOSHIN, A.S., JOHNSON, S.H., SIMKIM, A., "Measurement of the Impulsive Bone Motion by Skin-Mounted Accelerometers", *J Biomech Eng*, 115: 47-52, 1993.

[9] DE OLIVEIRA, C.G., NADAL, J, "Transmissibility of vibration through the spine of helicopter pilots during the flight", *36th UK Group Conference on Human Response to Vibration*, UK, 2001, 432-436.

[10] ALEXANDER, R. MCN, "Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates", *Physiol Rev*, 69 (**4**): 1199-1227, 1989.

[11] OGON, M., ALEKSIEV, A.R., POPE, M.H., WIMMER C., **SALTZMAN C.L.**, "Does arch eight affect impact loading at the lower back level in running?", *Foot Ankle Int*, 20 (**4**): 263-266, 1999.

[12] VOLOSHIN, A.S., "The influence of walking speed on dynamic loading on the human musculoskeletal system", *Med Sci Sports Exer*, 32 (**6**): 1156-1159, 2000.

[13] NIGG, B.M.; BAHLSEN, H.A.; LUETHI, S.M.; STOKES, S., "The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running", *J Biomech*, 20 (**10**): 951-959, 1987.

[14] KRAM, R., DOMINGO, A., FERRIS, D.P., "Effect of reduced gravity on the preferred walk-run transition speed", *J Exp Biology*, 200: 821-827, 1997.

[15] PRILUTSKY, B.I., GREGOR, R.J., "Swing and support-related muscle actions differentially trigger human walk-run and run-walk-transitions", *J Exp Biology*, 204: 2277-2287, 2001.

[16] DEKEL, S., WEISSMAN, S.L, "Joint changes after overuse and peak overloading of rabbit knees in vivo", *Acta Orthop Scand*, 49: 519-528, 1978.

[17] MERCIER, J., LE GALLAIS, D., DURAND, M., GOUDAL, C., MICALLEF, J.P., PREFAUNT, C., "Energy expenditure and cardiorespiratory responses at the transition between walking and running", *Eur J Appl Physiol*, 69: 525-529, 1994.

PROTOCOLO COMPUTADORIZADO PARA CONTROLE DE QUALIDADE DE SISTEMAS RADIOLÓGICOS

Ebisawa, M.L.N.; Irita, R.T.; Frère, A.F.
@ladim – Laboratório de Imagens Médicas, Universidade de Mogi das Cruzes,
Mogi das Cruzes – São Paulo, Brasil.
nanaebisawa@hotmail.com

***Abstract* - This work presents a computerized protocol that was developed to optimizing the quality control of the radiological equipments and to assist the users' expectations pointed out by Market Research. The computer's program was written using Pascal Object Oriented Language on Delphi software for Windows Operating System. The computer used was a laptop of 1 GHz (Intel Pentium III) and 256 MB of RAM memory. The protocol decreases the time of measures accomplishment, the time of the technicians' training to accomplish them, and it increased the quality of the quality control.**
***Keywords* - Computerized Protocol, Quality Control, Market Research, X-ray.**

I. INTRODUÇÃO

O controle de qualidade é primordial para garantir que as imagens fornecidas pelos sistemas radiológicos tenham uma nitidez suficiente para proporcionar um diagnóstico confiável. Além de um bom diagnóstico, a redução da dose também é proporcionada pelo controle de qualidade, pois um equipamento não calibrado expõe os pacientes a doses desnecessárias, pondo em risco a saúde delas.

A nitidez é um fator essencial na qualidade da imagem e para obtê-la, foram regulamentados os métodos e procedimentos destinados a averiguar o funcionamento dos equipamentos e detectar possíveis falhas. As normas que regem o controle de qualidade estão na Portaria 453 do Ministério da Saúde Brasileiro de 1998 que regulamenta a proteção radiológica. Mas, apesar dos radiologistas reconhecerem a necessidade da avaliação, a lei não é sempre respeitada, sendo muitas vezes encontrados pelos profissionais que aplicam os testes, aparelhos e instalações em condições precárias.

Aliados à falta de interesse, os preços cobrados pelas prestadoras de serviço são muito diversos, o que aumenta a relutância dos responsáveis pelas unidades radiológicas para realizar o controle de qualidade. Quando se comparam os relatórios fornecidos pelas empresas, a diferença de qualidade é nítida para um especialista na área, mas ela não é tão evidente para quem paga pelos serviços. De fato é possível realizar o controle de qualidade com dispositivos que não proporcionam precisão e repetibilidade mas, para ter medidas confiáveis, é necessário utilizar aparelhos sensíveis, caros na aquisição e na manutenção.

Estes argumentos são aventados freqüentemente entre os especialistas para justificar o descaso com o controle de qualidade. Para averiguar se eles são fundamentados realizamos uma pesquisa mercadológica, tanto entre os usuários, quanto entre as prestadoras de serviço que atuam no Brasil [1]. Após levantar as expectativas do mercado, desenvolvemos um método auxiliado por computador para realizar o controle de qualidade. O método é especifico para mamografia porque é o aparelho mais complexo para ser avaliado exigindo mais testes, mas pode ser facilmente estendido para outros sistemas de aquisição de imagens. Acreditamos trazer, com este trabalho, uma maneira de demonstrar melhor os benefícios do controle de qualidade e diminuir os custos sem perda da qualidade.

II. METODOLOGIA

Para realizar a pesquisa de mercado e conhecer as expectativas dos usuários, formulamos os objetivos. Um objetivo é uma proposição de qual informação é necessária e deve ser determinado de modo tal que, ao se obter aquela informação, ela vá garantir que os propósitos da pesquisa sejam satisfeitos [2]. Utilizamos a pesquisa exploratória que fornece maiores dados sobre o tema, reunindo informações preliminares que ajudem a definir o problema e a sugerir hipóteses. Foram levantadas as seguintes hipóteses:

- Os responsáveis das unidades radiológicas não sabem como o Controle de Qualidade melhora a qualidade das imagens;
- O Controle de Qualidade atrapalha a rotina do serviço (por exemplo: as idas as reveladoras) e imobiliza os aparelhos radiológicos, o que traz prejuízos financeiros e complica o agendamento dos exames;
- O Controle de Qualidade é caro porque: necessita de funcionários especializados, e aparelhos importados;
- A qualidade do controle de qualidade podia ser melhor se o protocolo fosse estabelecido de tal maneira que não seja possível esquecer nenhum procedimento na hora da execução.

Eles foram colocadas em teste para verificação de sua veracidade ou não, através de uma pesquisa causal, também denominada experimental. Ela estabelece relações de causa e efeito entre as variáveis de estudo e

determina o que está ocorrendo, a intensidade e as causas do fenômeno. O questionário foi objetivo e simples, com poucas diferenças entre as perguntas dirigidas aos responsáveis das unidades radiológicas e as prestadoras de serviço em controle de qualidade. Realizamos entrevistas face a face nas unidades radiológicas da região de Mogi das Cruzes e solicitamos a colaboração das 4 prestadoras de serviço que atuam na região como já descrito em trabalho anterior [1].

Para otimizar o controle de qualidade, desenvolvemos um protocolo computadorizado, onde detalhamos passo a passo a realização de cada teste dividindo em etapas a sua execução. O protocolo orienta o técnico na realização do controle de qualidade, atendendo a Portaria 453 do Ministério da Saúde, seguindo um protocolo sugerido pelo Dr. Thomas Ghillardi [3].

Neste protocolo consideramos os dispositivos comerciais mais utilizados pelas prestadoras de serviço. Tanto aqueles que avaliam manualmente o sistema de colimação, a distância foco-filme, o tamanho do foco e a força de compressão; quanto aqueles que verificam automaticamente a tensão do tubo, o tempo de exposição, a dose, a camada semi-redutora e a reprodutibilidade do AEC (controle automático de exposições). No exemplo apresentado neste trabalho, são considerados para as medidas manuais os dispositivos de avaliação de alinhamento, magnificação e tamanho do campo e padrão de barra RMI. Para as medidas automáticas consideramos o Kit Triad da Innovison.

Na fig. 1 são apresentados a seqüência geral dos testes, o armazenamento, o processamento dos dados, a simulação da imagem e por fim a confecção do relatório.

Desenvolvemos um dispositivo baseado no sensor de radiação S8559 da Hamamatsu que, quando recebe o feixe de raios-X, inicia o programa de aquisição. Os parâmetros dos equipamentos radiológicos são calculados através dos dados captados pelo dispositivo. A comunicação é feita através de códigos logo que o botão existente na interface gráfica é acionado. A cada etapa do programa de Controle de Qualidade é acionado um código para envio e recepção de sinal.

O usuário deve confirmar a realização de cada item do procedimento exigido em cada etapa. O programa gera um relatório dando um diagnóstico do aparelho com os comentários explicando a função de cada parâmetro avaliado, para que o usuário possa compreender o estado real do seu equipamento. Os dados são armazenados em um arquivo tipo texto e utilizados pelo programa de simulação de imagens - o raios-X virtual [4].

A lógica do sistema de aquisição é mostrada nos diagramas das Figuras 2 e 3. O Kit Triad pode ser acessado pela porta serial do PC. Para isso deve-se pré-selecionar as opções de conexão da comunicação serial do tipo RS232. O padrão RS232 especifica as tensões, temporizações e funções dos sinais, um protocolo para troca de informações e as conexões mecânicas.

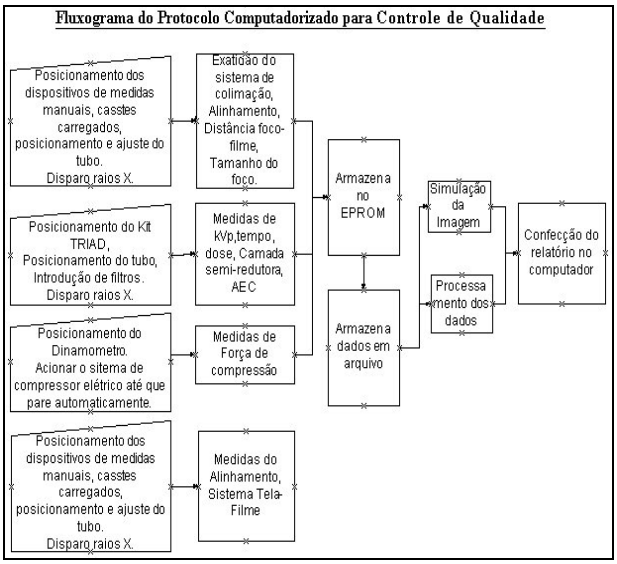


Figura 1. Fluxograma do protocolo apresentando a seqüência dos testes.

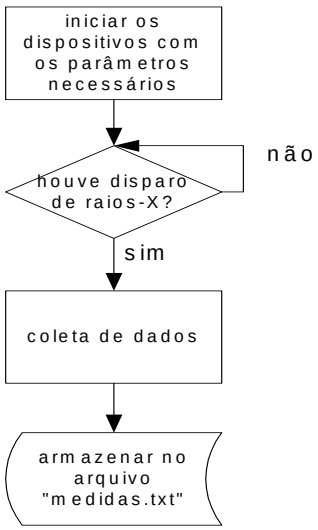


Figura 2. Fluxograma para coleta de dados do Kit Triad.

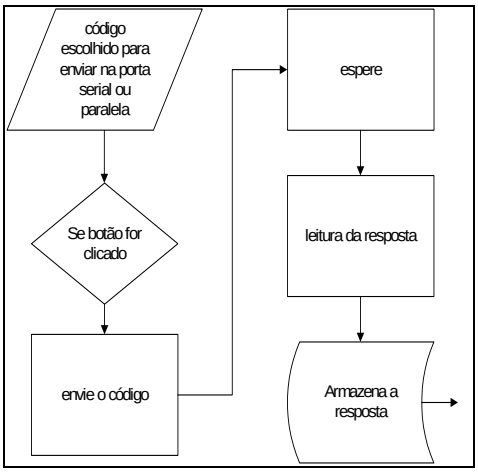


Figura 3. Algoritmo de envio de comando e leitura de dados.

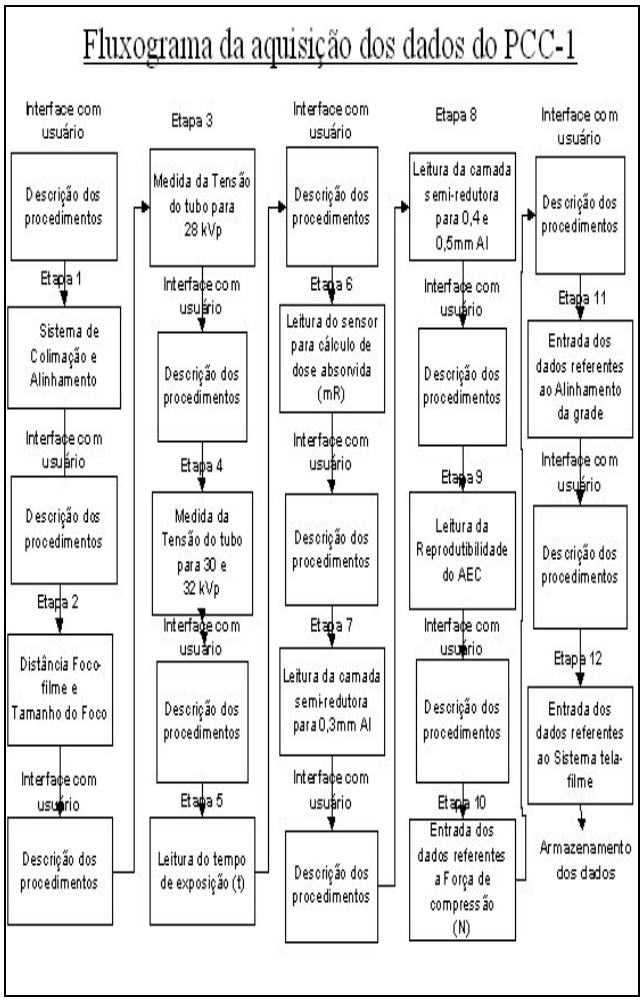


Figura 4. Fluxograma da aquisição dos dados do protocolo

Para o nosso propósito devemos iniciar a comunicação com a taxa de transferência de sinal (BAUD) em 9600 bps, dados de 8 bits, sem bit de paridade e apenas 1 stop-bit.

Os dados dentro da comunicação RS232 do dosímetro utilizam tensões entre - 3 a 3V. As tensões positivas são utilizadas como sinal verdadeiros e os sinais negativo são considerados como falsos.

Implementamos o programa na linguagem Pascal, no microcomputador portátil que utiliza a interface gráfica Delphi.

Na Fig. 4 apresentamos o fluxograma de funcionamento da aquisição dos dados do PCC.

III. RESULTADOS

A análise dos resultados da pesquisa causal nos levou ao seguinte diagnóstico:

a) o controle de qualidade é caro porque:

- necessita de funcionários especializados e aparelhos importados;
- o tempo gasto para realizar todos os procedimentos é de 3 a 4 horas em média para cada equipamento radiológico,
- exige o deslocamento dos técnicos até o local de realização das medidas.

b) a qualidade do controle poderia ser melhorada se contasse com um protocolo estabelecido de tal maneira que não fosse possível esquecer nenhum procedimento na hora da execução.

c) é necessário que seja mostrado de maneira melhor às unidades radiológicas, quais são os benefícios que o controle de qualidade pode trazer. Para tanto, as prestadoras de serviço e as unidades radiológicas acharam interessante incluir nos relatórios as imagens virtuais que seriam geradas pelo próprio equipamento radiológico, após as correções das falhas detectadas no controle de qualidade.

d) foi também observado que o protocolo 453 somente regulamenta as diretrizes de proteção radiológica, mas não detalha a execução de cada teste.

O Controle de Qualidade foi monitorado por um computador portátil (Laptop) Toshiba – Satellite que, além de orientar o usuário nos procedimentos, apresenta os resultados de acordo com a necessidade. Para cada etapa de realização, a interface com o usuário detalha os procedimentos do controle de qualidade a serem realizados pelo técnico.

O programa de aquisição é iniciado quando o sensor é atingido pelo feixe de raios-X. Os parâmetros dos equipamentos radiológicos são calculados através dos dados captados pelos dispositivos. A comunicação é feita através de códigos assim que o botão existente na interface gráfica é acionado.

A seguir apresentamos algumas telas do protocolo. Na Fig. 5 está a Etapa 1, com os passos de execução da medida da exatidão do sistema de colimação e alinhamento**.**

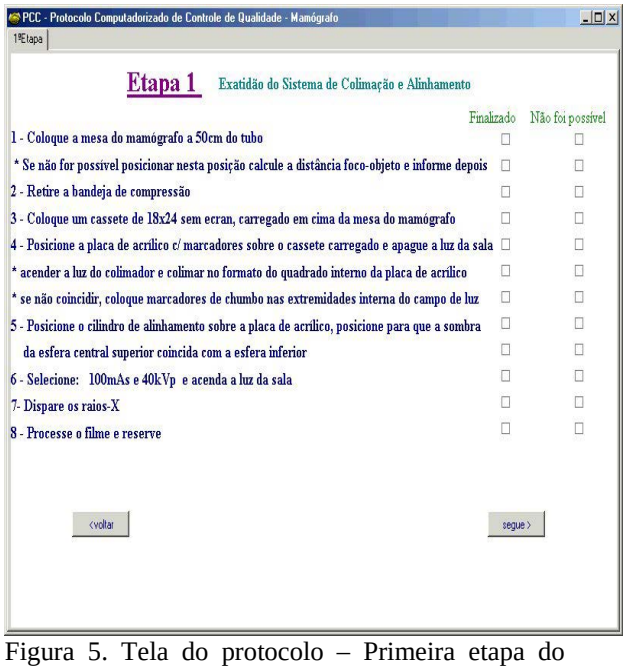


Figura 5. Tela do protocolo – Primeira etapa do controle de qualidade

O protocolo que desenvolvemos também permite gerar relatórios e imagens. As imagens fazem o usuário entender e interpretar os resultados mais facilmente, conseqüentemente compreender a utilidade do controle de qualidade.

Apresentamos na Fig. 6, uma comparação da imagem gerada pelo aparelho avaliado e a que seria ideal. Esta forma de apresentação dos resultados permite uma fácil visualização dos problemas que o equipamento está apresentando.

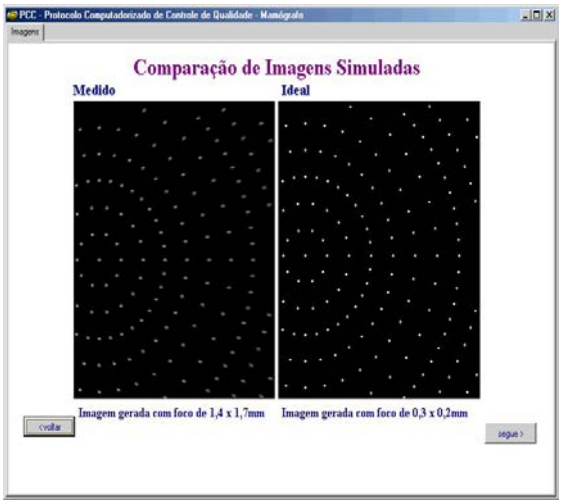


Figura 6. Tela protocolo – Etapa de comparação de imagens

Escolhemos aleatoriamente 4 técnicos que embora conheça o manuseio dos equipamentos radiológicos nunca realizou um Controle de Qualidade para avaliar o protocolo. Inicialmente explanamos o que eles precisariam fazer, como ligar o computador e iniciar o programa do PCC. Em seguida mostramos os dispositivos de testes do controle de qualidade já que eles não são conhecidos pelos técnicos em radiologia. As explicações prévias, mas não detalhadas demoraram em média 5minutos.

Cada técnico realizou os testes separadamente: o primeiro gastou 1h 5min, o segundo 1h 30min, o terceiro 1h 20min e o quarto 1h 40min. A média foi de 1h e 20minutos. Isto representa uma redução de mais de 50% do tempo normalmente utilizado pelos especialistas para realizar o controle de qualidade de um equipamento e mostra que é possível para um técnico, sem treino específico, com apenas 5 minutos de instrução, realizar esta tarefa.

IV. CONCLUSÕES

A pesquisa de mercado foi muito útil para o levantamento de hipóteses e a definição dos objetivos.

Acreditamos que o protocolo que desenvolvemos contribua para manter e talvez melhorar, a qualidade do controle mesmo reduzindo os custos. O uso deste protocolo deve diminuir o tempo de treinamento dos funcionários assim como o tempo de realização dos testes.

Os relatos dos técnicos mostraram que a linguagem utilizada no protocolo é de fácil entendimento, não para o público em geral, mas para as pessoas que trabalham com os equipamentos radiológicos. Entretanto, estamos conscientes que um técnico em controle de qualidade necessita de mais conhecimento porque além de realizar as medidas ele deve poder esclarecer as eventuais dúvidas dos responsáveis pelas unidades radiológicas. O nosso protocolo visa evitar as falhas humanas que podem acontecer com qualquer profissional seja ele experiente ou não, e agilizar a execução dos testes.

Quanto à conscientização dos responsáveis pelas unidades radiológicas da importância do controle de qualidade feito com seriedade, a utilização no relatório de imagens que mostram claramente as diferenças entre um equipamento calibrado e o deles, se mostrou acertada. Com as imagens foi fácil convencer o diretor de uma clínica radiológica da necessidade de realização do controle e mostrar que equipamentos calibrados chegam até a reduzir os custos.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos a CAPES, FAPESP e FAEP/UMC pelo apoio financeiro.

REFERÊNCIAS

[1] EBISAWA M.L.N., FRERE A.F., “Computerized Protocol to Optimizing the Quality Control of Mammography”. *The 25th Silver Anniversary International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. September17-21, 2003 Cancun (Mexico), 3617-3620, 2003.

[2] BACHA M.L., *Introdução à Pesquisa de Marketing*. São Paulo: CenaUn, 128p, 1998.

[3] GHILLARDI NETTO, T.; CAMERON, J. *Segurança de qualidade em radiodiagnóstico*. FFCLRP-USP –1982.

[4] SANTOS, C.E.; FRERE, A.F.; SILVA, M.A.; IRITA R.T., NEVES L.A., “Virtual Images for Assisting the Assessment of X-ray Equipments”. *The 25th Silver Anniversary International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. September17-21, 2003 Cancun (Mexico), 564-567, 2003.

PARÂMETROS BIOMECÂNICOS, FÍSICOS E QUÍMICOS DOS FÊMURES DE SUÍNOS TRATADOS COM FLÚOR

L.C. Mello* , S.P.Mello *, C. Domarascki *, M. M. Shimano ** , J. B. Volpon**, A. R. Freitas***, K.O Nonaka ****

* Faculdade Francisco Maeda, Ituverava, Brasil
** Universidade de São Paulo/Laboratório de Bioengenharia, Ribeirão Preto , Brasil
***Empresa Brasileira de Pesquisa Agropecuária - Embrapa - São Carlos, Brasil
**** Universidade Federal de São Carlos/Neuroendocrinologia, São Carlos, Brasil.

lcpmello@hotmail.com

Abstract: Swine bone characteristics were studied with the goal to assess and compare the effects of fluorine (F) from natural rock phosphate (NRP) and F from sodium fluoride (NaF) over bone resistance. The comparison was performed by means of biomechanical experiments bone resistance to physical and chemical parameters. The study was divided into 5 groups: group 1=control; 2=treated with 150ppm F (NRP); 3= treated with 250ppm F (NRP); 4= treated with 150ppm F (NaF); and 5= treated with 250ppm F (NaF). Swine tolerate the F from NRP, within the used dosages, with no harm caused to parameters of the bones. For most cases in which the animals received F from NaF, we observed a decrease of the characteristics studied .
***Palavras Chaves*: Biomecânica, osso, suíno, flúor**

Introdução

A ingestão de flúor (F) interfere na mineralização e, conseqüentemente, influencia nas características físicas e também na resistência mecânica dos ossos. O acúmulo de flúor no esqueleto é influenciado pela sua forma química na dieta. Assim, a retenção de flúor é maior quando o fluoreto de sódio (NaF) está presente na dieta, comparando-se com o fosfato de cálcio presente nos fosfatos naturais de rocha que são de menor absorção (UNDERWOOD[1]; CLAY *et al* [2] e NATIONAL RESEARCH COUNCIL[3]).

Dentre os autores que realizaram estudos experimentais avaliando a influência dos níveis de flúor sobre as propriedades físicas, químicas e mecânicas dos ossos destacam-se BURNELL *et al* [4]. Estes verificaram alterações negativas na integridade dos ossos de animais tratados com fluoreto de sódio.

O uso de fosfato natural de rocha (FNR) como fonte de cálcio e fósforo, nas dietas para animais domésticos, objetiva reduzir a quantidade de produtos importados como o fosfato bicálcico, diminuindo o custo de produção das rações. Contudo, é necessário mais estudos para avaliar seus efeitos sobre as características ósseas, devido à ausência de padronização dos conteúdos de fósforo, cálcio, flúor e da sua disponibilidade biológica, GUINOTTE *et al* [5].

Considerando-se, que no Brasil existe uma escassez de informações sobre a utilização de novas alternativas de suplementação de cálcio e fósforo, como por exemplo, o fosfato natural de rocha na alimentação animal, delineou-se este experimento com o objetivo de avaliar as características ósseas de suínos tratados com diferentes concentrações de flúor, provenientes do fosfato natural de rocha (FNR) comparado com fluoreto de sódio (NaF), sobre a resistência óssea, mediante ensaios biomecânicos, correlacionado-a com parâmetros físicos e químicos.

Materiais e Métodos

Foram utilizados fêmures direitos e vértebras lombares (L4) de 118 suínos, recém-desmamados com 21 dias de idade, machos e fêmeas da raça landrace, divididos em cinco grupos, durante 150 dias.

Grupo 1= Controle(fosfato bicálcico isento de F)-(G1)
Grupo 2= Dieta contendo 150 ppm de F (FNR)- (G2)
Grupo 3= Dieta contendo 250 ppm de F (FNR) -(G3)
Grupo 4= Dieta contendo 150 ppm de F (NaF) -(G4)
Grupo 5= Dieta contendo 250 ppm de F (NaF) - (G5)

O flúor proveniente do fosfato natural de rocha foi fornecido na ração enquanto o proveniente do fluoreto de sódio, na água de beber ("ad libitum").

Os animais dos grupos 4 e 5, receberam dietas cuja fonte de cálcio e fósforo foi o fosfato bicálcico, alimento isento de flúor.

De cada animal, após a eutanásia, foi retirado o fêmur direito e a quarta vértebra lombar (L4). Os ossos foram dissecados e identificados, para avaliação das características ósseas, sempre conservados em solução salina (0,9%) à –20 ^{o}C, até o momento da realização dos ensaios e análises biomecânicas.

Propriedades biomecânicas

Os ensaios mecânicos de flexão a três pontos foram realizados no Laboratório de Bioengenharia (FMRP-

Obrigado por experimentar o SolidConverter PDF.
A versão experimental deste produto apenas converte 10% do seu documento, até um máximo de 10 páginas.
Para esta conversão, o SolidConverter PDF converteu 1 de 4 páginas.
Registe o SolidConverter PDF em http://www.solidpdf.com/buy.htm para remover esta restrição.

MODELAGEM DA OCORRÊNCIA DE MORTALIDADE MATERNA EM HOSPITAIS MUNICIPAIS DO RIO DE JANEIRO POR MEIO DA UTILIZAÇÃO DE REDES NEURAIS ARTIFICIAIS

Santos, P.P*., Nassi C**, Pinheiro, R.S.***, Almeida, R.M.R.V.*

*- COPPE/UFRJ - Programa de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, Brasil
** - COPPE/UFRJ - Programa de Engenharia de Transportes, Rio de Janeiro, Brasil
*** - NESC/UFRJ - Núcleo de Estudos em Saúde Coletiva, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: passos@peb.ufrj.br

Abstract: The present study used the methodology of Artificial Neural Networks to characterize maternal patients access and health resources utilization, in 588 patients admitted to public hospitals, 1996, Rio de Janeiro City. Data were obtained from the Hospital Information System, Ministry of Health. The ANN model consisted of three layers, with 9 neurons in the input layer (the 9 input variables), 5 neurons in the hidden layer and one neuron in the output layer. The predictive performance of this network was 99,6%. Results show that ANNs can result in an improved performance in a possibly non-linear context such as those frequently found in the health area.

***Palavras Chave*: neural networks, accessibility, maternal mortality.**

Introdução

A mortalidade materna é um indicador das condições de vida da população e da qualidade de atenção à saúde da mulher, sendo considerada por alguns autores como evento-sentinela para indicar uma qualidade deficiente de cuidados oferecidos à população [1]. Em 1996 o coeficiente de mortalidade materna no município do Rio de Janeiro foi estimado como aproximadamente três vezes o valor máximo admitido pela OMS [2], o que indica sua gravidade. Embora os principais fatores clínicos envolvidos neste agravo sejam bem conhecidos, a caracterização da mortalidade materna em termos da utilização e acessibilidade de recursos hospitalares é menos explorada, certamente devido à complexidade do problema, no qual interferem variáveis sócio-econômicas, de assistência médica e relativas à qualidade do atendimento prestado [3]. Uma alternativa interessante para essa análise é a utilização de técnicas não lineares, como as redes neurais artificiais (RNA), as quais têm sido recentemente empregadas com sucesso na obtenção de soluções para vários problemas de natureza complexa e não-linear [4].

Este estudo tem como objetivo a caracterização do perfil da mortalidade materna perinatal no município do Rio de Janeiro, RJ, em relação à sua acessibilidade aos serviços de saúde, por meio da utilização das metodologias de Redes Neurais Artificiais.

Materiais e Métodos

Os dados deste estudo são oriundos do Sistema de Informação sobre Mortalidade (SIM), o qual é gerido pela Fundação Nacional de Saúde, em conjunto com as Secretarias Estaduais de Saúde. Este sistema disponibiliza os dados das AIHs (autorização de internação hospitalar), com informações relativas às internações em hospitais do SUS para cada paciente. Foram identificadas informações referentes a pacientes no ano de 1996, internadas em hospitais públicos do Município do Rio de Janeiro, RJ, e residentes neste município ou em municípios vizinhos. Foram obtidos dados referentes a um total de 588 pacientes com diagnóstico principal relacionado ao capítulo 9 do Código Internacional de Doenças (CID) *gravidez, parto e puerpério*.

As variáveis consideradas como independentes ou entradas foram: *idade materna, tipo de unidade de saúde* (emergência ou não), *distância percorrida da sua residência até a unidade de saúde, quantidade de leitos obstétricos, quantidade de leitos clínicos, tipo de parto* (normal ou outros) e o *tempo de permanência na unidade de saúde*.

A distância percorrida por cada paciente foi obtida com auxílio do programa *TransCAD* 3.14, o qual permite analisar perfis de deslocamento e calcular suas distâncias e tempos através de uma malha viária previamente digitalizada. Assim. este programa permitiu calcular a distância, em metros, percorrida pelas pacientes entre seu local de residência (origem) e o hospital de internação (destino), considerando o percurso mais provável (vias principais) pela malha viária do município. Para tal, o bairro de residência das pacientes foi identificado a partir de seu logradouro, disponível nas AIHs completas (disponibilidadas para fins de pesquisa diretamente por Secretarias de Saúde). Nos casos em que o logradouro não se encontrava disponível, mas sua residência não se referia ao município do Rio de janeiro, essa residência era aproximadamente estimada a partir do município de

residência. Desta forma, traçava-se a distância percorrida até as unidades de destino, considerando-se a origem do percurso como o centróide geográfico de cada bairro (ou município, no caso de municípios vizinhos). Seguindo-se esta metodologia, 12,5% dos casos não puderam ser analisados por falta de dados adequados.

Para a implementação das RNA *pérceptron* multi-camadas utilizou-se o pacote *Statistica Neural Networks 4.0*. Foram implementadas RNAs com três camadas (entrada, intermediária e saída) do tipo *fully-connected feedforward*. Em relação ao número de neurônios utilizados na camada oculta, primeiramente foi escolhido um número equivalente à metade da dimensão do vetor de entrada, e a partir dos resultados obtidos, por tentativa e erro, esse número foi alterado, obtendo-se a configuração que maximizava a capacidade preditiva da rede [5]. A variável dependente foi o óbito materno (sim ou não), também obtido das AIHs.A modelagem consistiu de três fases: treinamento, validação e teste. Para isto, os dados foram divididos em três grupos. O primeiro, de treinamento, possuía 70% dos dados originais, selecionados de forma aleatória. Este grupo foi subdividido em dois: o de treinamento (40%) propriamente dito e o de validação, (30%) para testar ou validar o modelo. Finalmente, para analisar o desempenho da rede foram usados os dados do conjunto teste (30%) [6, 7]. A avaliação dos erros de treinamento, validação e teste foi feita pelo erro quadrático médio. O algoritmo de treinamento foi o *backpropagation* [8].

Para evitar a superespecialização da rede, o número de neurônios da camada oculta foi limitado, como mencionado, a aproximadamente a metade do número de entradas, e o foi treinamento interrompido quando, na amostra de validação, o erro se mostrava estável por cinco ciclos [9]. Todos os neurônios da camada de entrada usaram função de ativação linear e as camadas ocultas e de saída usaram a função de ativação logística: $f = \frac{1}{1+e^{-u}}$, onde u é o somatório ponderado das entradas do neurônio [10,11]. Para a avaliação da relevância das entradas da rede procedeu-se uma análise de sensibilidade, que consistiu em verificar se a retirada de cada uma das variáveis (uma por vez) introduzia modificações no desempenho da rede.

Resultados

A idade das pacientes situou-se entre 13 e 47 anos, das quais 296 realizaram parto normal, 14 foram à óbito e o restante correspondeu a outros tipos de parto (por exemplo cesárea). A melhor rede obtida consistiu da configuração 7 x 3 x 1, na qual as variáveis de entrada foram a idade materna, tipo de unidade de saúde, distância (em metros) percorrida da sua residência até a unidade de saúde, quantidade de leitos obstétricos, quantidade de leitos clínicos, tipo de parto (normal ou outros) e o tempo de permanência na unidade de saúde. A Tabela 1 resume as informações das variáveis estudadas. A rede neural artificial desenvolvida apresentou uma capacidade preditiva de 99,6%. A análise de sensibilidade demonstrou que nenhuma variável necessitava ser excluída do modelo.

Tabela 1: Distâncias médias percorridas pelas pacientes até as unidades de saúde, Rio de Janeiro, 1996.

Unidade de Saúde	Idade média	Distância (ms)	Pacientes atendidos
H1	39	15369,2	1
H2	21	770,5	1
H3	25	14603,5	343
H4	24	17905,3	121
H5	30	24385,3	5
H6	37	12821,0	8
H7	38	19222,6	23
H8	25	25555,8	4
H9	24	11856,1	82

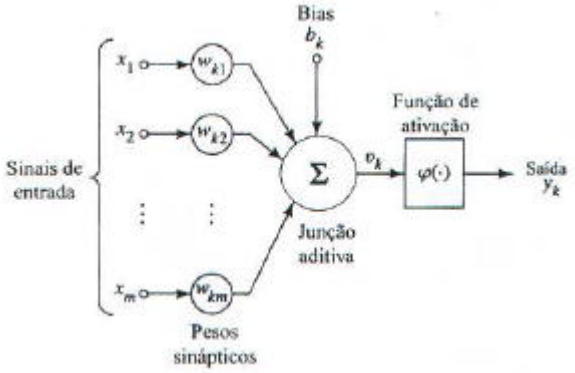


Figura 1: Rede neural artificial

Discussão

A mortalidade materna é um ótimo indicador da saúde da mulher e, de certa forma, da saúde geral da população. Em relação à mortalidade materna, as causas médicas e os seus fatores de risco estão bem estabelecidos, porém existem poucos trabalhos tentando modelar este problema, principalmente em relação ao seu acesso aos serviços de saúde, considerando proximidade e facilidade de transporte, bem como a investigação de forma conjunta de uma multiplicidade de fatores, como exemplo: a situação sócio-econômica, a assistência médica, a escolaridade, a qualidade do atendimento prestado ao pré-natal, parto e puerpério e a infra-estrutura de suporte. A caracterização da mortalidade materna em termos da utilização e

acessibilidade de recursos hospitalares em países em desenvolvimento ainda é menos explorada, e seria de grande importância para a definição de políticas de saúde pública nesses países [3, 12, 13]. Alguns poucos estudos estabelecem a relação entre distância percorrida até às unidades de saúde como sendo um dos maiores determinantes da mortalidade materna [12, 13].

No Brasil, já existe uma grande quantidade de dados que permite caracterizar o uso dos sistemas de saúde de forma satisfatória, porém são escassos os estudos relativos ao aproveitamento desses dados para a avaliação do uso e acessibilidade de recursos de saúde relativamente a agravos importantes, como o estudado aqui. A quantidade de variáveis que envolve o problema da acessibilidade é uma das grandes dificuldades nesse processo. As variáveis selecionadas para o presente estudo, apesar de seu pequeno número, têm sido apontadas frequentemente pela literatura como de grande importância no processo de causação da mortalidade materna. No presente estudo, mesmo com esse pequeno número de variáveis, foi possível a modelagem de um importante agravo à saúde a partir da metodologia de Redes Neurais Artificiais, evidenciando que a distância percorrida pela gestante até a unidade de saúde pode influenciar fortemente neste evento.

Agradecimentos: Ao apoio financeiro do CNPq, o qual fornece bolsa para um dos autores PPS); a Daniel Pedro Lopes, do Laboratório de Planejamento de Transportes/COPPE/UFRJ, que auxiliou os autores na obtenção das distâncias percorridas.

Referências

[1] MINISTÉRIO DA SAÚDE, *Manual Técnico sobre Gestação de Alto Risco*, 3ª edição. Brasília, 2000.

[2] THEME-FILHA, M., SILVA, R.I., NORONHA, C.P., "Mortalidade Materna no Município do Rio de Janeiro, 1993 a 1996", *Cadernos de Saúde Pública*, Rio de Janeiro, 15 (2):397-403, abr-jun, 1999.

[3] URASSA, E., MASSAWE, S., LINDMARK, G., NYSTRON, L., "Operational Factors Affeting Maternal Mortality in Tanzânia", *Health Policy Planning*, Mar; 12 (1): 50-7, 1997.

[4] HANDELS, H., Rob, T., Kreusch, J., Wolff, H. H., Pöppl, S. J., "Feature Selection for Optimized Skin Tumor Recognition Using Genetic Algorithms", *Artificial Intelligence in Medicine*, vol. 16, pp. 283-297, 1999.

[5] CALÔBA, L.P., "Introdução à Computação Neuronal", *9^0 CBA*, pp. 25-38 – Vitória - Espírito Santo – Brasil, 1995.

[6] COSTA, L.S., ALMEIDA, R.M.V.R., SOBRINO, R.P., NOBRE, F.F., "Redes Neurais e Regressão Logística para a Predição de Acessibilidade em Saúde", *Anais do CBEB 2000 - Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Florianópolis, agosto, 2000.

[7] GISMONDI, R.C., 1999, *Modelagem da Mortalidade Infantil em Municípios Brasileiros por Redes Neurais e Regressão Linear Múltipla*. Tese de D.Sc., PEB/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

[8] HAYKIN, S., *Redes Neurais – Princípios e Prática*. 2ª edição. Editora Bookman, Porto Alegre, RS, 2001.

[9] TU, J.V., "Advantages and Disadvantages of Using Artificial Neural Network versus Logistic Regression for Predicting Medical Outcomes", *Journal Clinical of Epidemiology*; n. 11, v. 49, pp. 1225-1231, 1996.

[10] HUDSON, D.L., COHEN, M.E., *Neural Networks and Artifficial Intelligence for Biomedical Engineering*. New York: IEEE, 2000

[11] SMITH, M., *Neural Networks for Statistical Modeling*. New York: Van Nostrand Reinhold, 1993.

[12] URASSA, E., LINDMARK, G., NYSTRON, L., "Maternal Mortality in Dar es Salaam, Tanzânia: Sócio-economic, obstetric history and accessibillity of health care factors", *African Journal of Health Science*, Feb; 2 (1): 242-249, 1995.

[13] MIDHET, F., BECKER, S., BERENDES, H. W., "Contextual Determinants of Maternal Mortality in Rural Pakistan", Social Science & Medicine, 46 (12): 1587:1598, 1998.

INFLUÊNCIA DA ORQUIECTOMIA E DO NaF NAS PROPRIEDADES QUIMICAS, FÍSICAS E BIOMECÂNICAS DE OSSOS DE SUÍNOS

L. C. P., Mello *, G. L., Sene **, S., Corral **, K. O., Nonaka ***, J. B., Volpon **, A.C., Shimano **.

* Faculdade Francisco Maeda. Ituverava, Brasil
** Universidade de São Paulo/Departamento de Biomecânica Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor/Laboratório de Bioengenharia, Ribeirão Preto, Brasil
*** Universidade Federal de São Carlos/ Laboratório de Neuroendronologia, São Carlos, Brasil

lcpmello@hotmail.com

Abstract: The purpose of this research was to study the osteopenia (reduction of bone without occurring breaking) caused by the orchiectomy (castration) in swine and the possible therapeutic effect of sodium fluoride in bone resistance, evaluated by mechanical compression tests. Forty vertebrae were obtained from adult swine and divided into 4 experimental groups: 1 intact, 2 treated with 150 ppm of sodium fluoride, 3 treated with 250 ppm of sodium fluoride and 4 submitted to orchiectomy. The castration promoted osteopeny and probably the treatment promoted protection against bone loss, induced by androgen deficiency. In addition, the fluoride improved bone quality, which was demonstrated by the enhanced biomechanical results related to the group 1.
Key -words: orchiectomy, bone loss, swine, fluorine

Introdução

A osteoporose é uma perda progressiva de massa óssea que ocorre por meio da reabsorção das trabéculas ósseas, levando a uma diminuição progressiva da resistência tissular a traumas, mesmo de pequena intensidade e, conseqüentemente, evoluindo para fraturas [1]. Constitui-se na enfermidade do esqueleto de maior incidência mundial e grande desafio para saúde pública. A osteopenia é caracterizada pela diminuição da quantidade de osso, para indivíduos da mesma idade e sexo, difere da osteoporose por não apresentar fraturas [2].

Como a mulher, o homem também está susceptível à doença, principalmente no envelhecimento, quando ocorre declínio hormonal. O hipogonadismo, provocado pela orquiectomia (ORX), é o principal fator de risco para osteoporose no sexo masculino. O suíno apresenta o sistema muscoloesquelético e mecanismos biológicos muito semelhantes ao do homem [3, 4], viabilizando sua escolha como animal experimental.

A droga de escolha para o tratamento, Fluoreto de Sódio (NaF), foi baseada em achados literários que confirmam a ação estimuladora do flúor na formação óssea [4, 6, 7]. Além de seu efeito protetor contra osteopenia provocada pela castração em relação a densidade mineral [6, 8].

O objetivo deste estudo surgiu do interesse em analisar a influência do NaF no comportamento de algumas propriedades mecânicas de ossos esponjosos submetidos a ensaio mecânico de compressão . Além disso, correlacionar os parâmetros químicos, físicos e mecânicos com propriedades inerentes a resistência biomecânica.

Material e Métodos

Foram utilizadas vértebras de 40 suínos machos da raça Landrace, divididas em 4 grupos experimentais (10 animais por grupo): grupo 1 controle intacto, grupos 2 e 3 tratados, respectivamente, com 150ppm e 250ppm de fluoreto de sódio na água de beber *ad libitum* e grupo 4 controle orquiectomizado. Foi alojado um animal por baia, equipada com comedouro, onde era fornecida a ração comercial e bebedouro, para administração do tratamento.

O fornecimento de flúor foi por via oral, sob a forma de fluoreto de sódio (NaF) diluído em água a vontade até 150 dias de idade, quando os animais foram submetidos à eutanásia.

De cada animal, foi retirada a quarta vértebra lombar, escolhida pelo paralelismo entre as suas faces e melhor homogeneidade estrutural. Além disso, entre os segmentos de L4-L5 e L5-S1 estão os pontos de maior sobrecarga e mobilidade da coluna vertebral.

Os ensaios mecânicos de compressão axial foram realizados na máquina universal de ensaio EMIC® modelo DL 10000, do Laboratório de Bioengenharia da FMRP/USP, mostrada nas Figuras 1 e 2. Foi utilizada uma célula de carga com capacidade de 20000N. Para o ensaio mecânico, foram utilizadas pré-cargas de 500N, com deformação máxima de 5mm, e velocidade de aplicação de carga de 1mm/min. Os corpos vertebrais foram apoiados nas regiões crânio–caudal e a carga aplicada na vertical, demonstrado na Figura 3.



Figura 1- Máquina Universal de Ensaio EMIC ®

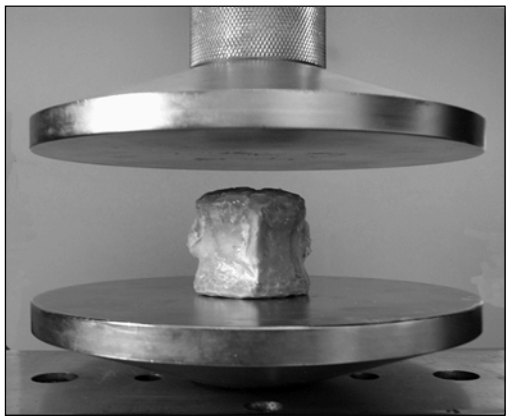


Figura 2- Ensaio de compressão axial de L_4

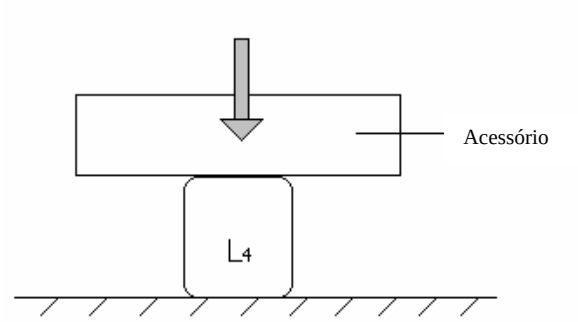


Figura 3- Desenho esquemático do ensaio de compressão

A análise estatística das propriedades mecânicas foi realizada por meio do programa Graph Pad ® Instat v. 3.0. O teste aplicado entre os grupos experimentais foi o ANOVA e para análise dos pares de grupos o teste Tukey, ambos utilizando um nível de significância de 5 %.

Resultados

As médias e os desvios padrões das propriedades mecânicas da carga no limite máximo (CLM) e rigidez equivalente (RE), estão apresentadas na Tabela 1.

Nas comparações realizadas da carga no limite máximo, foi observada diferença estatística significativa entre o grupo 1 e 2 ($p \leq 0,05$). Na propriedade da rigidez equivalente não foram observadas diferenças estatísticas significativas ($p \geq 0,05$) nas comparações realizadas entre os quatro grupos.

Tabela 1: Valor médio e desvio padrão da carga no limite máximo (CLM) e rigidez equivalente (RE).

	CLMx10^3 (N)	RE (N/m)
Grupo 1	7,010±0,854	2703±670
Grupo 2	5,960±0,611	2342±540
Grupo 3	6,077±1,398	2131±584
Grupo 4	6,543±0,856	2703±670

Os valores médios e os desvios padrões das densidades e dos volumes ósseos das vértebras analisadas neste trabalho, estão apresentadas na Tabela 2.

Foram observadas diferenças estatísticas significativas na densidade óssea do grupo 1 quando comparadas aos grupos 3 e 4 ($p \leq 0,05$). Nas comparações realizadas para o volume ósseo entre os 4 grupos, não foram observadas diferenças estatísticas significativas ($p \geq 0,05$).

Tabela 2: Valor médio e desvio padrão das propriedades físicas.

	V.O. (cm^3)	D.O. (g/cm^3)	D.M. (g/cm^3)
Grupo 1	24,64±3,87	1,32±0,07	0,33±0,06
Grupo 2	23,48±1,27	1,30±0,03	0,29±0,02
Grupo 3	22,88±3,09	1,29±0,01	0,32±0,05
Grupo 4	24,14±1,34	1,27±0,04	0,33±0,04

As médias e os desvios padrões das propriedades químicas, conteúdo de flúor (F) em ppm e porcentagem de cálcio (Ca), estão mostradas na Tabela 3.

Foram verificadas diferenças estatísticas significativas nas comparações realizadas entre os grupos 1 e 2; 1 e 3; 2 e 3 e entre o grupo 4 quando comparado aos grupos 2 e 3 ($p \leq 0,05$). Para as porcentagens de cálcio não foram verificadas nenhuma diferença estatística significativa, quando comparados os 4 grupos ($p \geq 0,05$).

Tabela 3: valores médios e desvio padrão das propriedades químicas.

	F (ppm)	Ca (%)
Grupo 1	663,58±96,81	30,98±1,15
Grupo 2	1658,70±230,24	28,67±0,72
Grupo 3	2040,36±297,95	27,75±0,76
Grupo 4	679,13±58,03	27,61±1,10

Discussão

O tratamento com NaF em diferentes concentrações, por seis meses, iniciado logo após a ORX, diminui significativamente a CLM dos corpos vertebrais dos animais tratados com 150 ppm. Os animais tratados com 250 ppm apresentaram tendência a diminuição da CLM, fato este que provavelmente é devido à diminuição da densidade mineral.

A densidade mineral está relacionada aos parâmetros biomecânicos, portanto quando uma carga estática é aplicada, os ossos com maiores valores de densidade mineral são mais resistentes [9].

Portanto, o conteúdo mineral provavelmente influenciou na resistência mecânica. Entretanto, em relação aos testes mecânicos das vértebras de macacos, não encontraram diferenças significativas, embora observado que os ossos dos animais castrados apresentaram tendência a ser mais frágeis que os intactos [10].

A redução da massa óssea e mineral das vértebras dos animais ORX, quando comparados ao grupo intacto, mostrou que, provavelmente, houve osteopenia induzida pela deficiência androgênica.

A incorporação do flúor nos corpos vertebrais, mesmo com pouco tempo de ingestão nas dosagens de 150 ppm e 250 ppm de NaF, foi comprovada pelo resultados das propriedades químicas. Além disso, comprova-se o efeito cumulativo deste elemento no conteúdo ósseo.

Desta forma, fatores como duração concentração e remodelação do osso devem ser considerados [6].

Conclusão

A análise biomecânica sugeriu que houve osteopenia pós-orquiectomia e proteção óssea pelo flúor, nas dosagens utilizadas, demonstradas pela não alteração do balanço entre a parte orgânica e inorgânica do osso que se comportou como uma estrutura não quebradiça. Entretanto, não foi possível determinar as dosagens adequadas que melhor elucidem os efeitos do NAF.

Agradecimentos

À FAPESP, Fundação de Amparo à pesquisa do Estado de São Paulo, pelo auxílio financeiro processo n°00/10200-7.

À Fundação Educacional de Ituverava/ Faculdade Agronomia Francisco Maeda.

Ao Dr. Jaime Cury, Laboratório Bioquímica Oral/ FOP-Unicamp pelas análises químicas de Flúor.

Ao Técnico do Laboratório de Bioengenharia FMRP-USP, Francisco Carlos Mazzocato pela imensa ajuda na dissecação dos corpos vertebrais e presteza durante a execução deste trabalho.

Referências Bibliográficas

[1] SOCIEDADE BRASILEIRA DE CLIMATÉRIO. Projeto Osteoporose 2001; presente e futuro da osteoporose aspectos clínicos e terapêuticos, 2001.

[2] PAPLER,P. G., “Osteoporose e Exercícios”, *Acta Ortop Brás.* v. 4, p. 43-46, 1996.

[3] NEWMAN,E. et al., “The Pontential of Sheep for the Study of osteopenia: Current and Comparison with other Animal models.”, *Bone.* v.16 p.2775-2845.

[4] LAFAGE, et al., “ Comparison of Alendronate and Sodium Fluoride Effects on Cancellous and Cortical bone in Minipigs. *The American Society for Clinical investigation,* Inc. v. 95, p. 2127-2133.

[5] ERBEN, R. G et al., “Androgen deficiency induces high turnover osteopenia in aged male rats: a sequentioal histomorfometric study”, *Bone Miner Res.* v.7 p1058-98, 2000.

[6] SOOGARD, C. H., et al., ‘Effects of fluoride on rat vertebral body biomechanical competence and bone mass”, *Bone* 16(1), p. 163-169, 1995.

[7] GIAVARESI, G., et al., “The Mechanical Properties od Fluoride-Treated bone in the ovarectomized rat bone”, *Calcif. Tissue Int.* v. 65, p.237-241.

[8] MELLO, L.C.P., “Características físicas, químicas e biomecânicas dos ossos de ratas ovarectomizadas tratadas com fluoreto de sódio. Tese (doutorado)-Universidade Federal de São Carlos , 108 p. , 2003.

[9] CURREY, J. D., “ The mechanical consequences of variation in the mineral content of bone”, *J. Biomech.*, v. 2, p. 1-11, 1969.

[10] GADALETA S. J., et al., “A physical, chemical and mechanical study of lumbar vertebrae from normal, ovariectomized and nandrolone decanoate-treated cynomolgus monkeys (macaca fascicularis)”, *Bone* 27(4) p.541-50, 2000.

HIGH SPONTANEOUS VARIABILITY IN BLOOD PRESSURE HELPS IN ASSESSING BLOOD FLOW CONTROL

D.M. Simpson, Jia Liu and R. Allen

Institute of Sound and Vibration Research, University of Southampton, SO17 1BJ, UK

e-mail: ds@isvr.soton.ac.uk

Abstract: **Impairment of cerebral blood flow control has been linked to a number of serious neurological problems. Despite large clinical interest in this area, robust techniques to assess blood flow control that are suitable for routine clinical application, have remained elusive. In the present work we extend previous investigations aimed at quantifying the effectiveness of blood flow control by exploiting the spontaneous variability of blood pressure. We show that high variability of blood pressure is significantly correlated with more robust estimates. This assists in selecting suitable data segments for the analysis of blood flow control.**

Keywords**: autoregulation; blood pressure; blood flow; signal processing**

Introduction

The brain requires a constant supply of blood, and a number of control systems aim to ensure this. These systems are known to respond to variations in blood pressure, arterial pCO2 and pO2, intracranial pressure and metabolic demand [1;2], as well as other factors. The control mechanisms are complex [3;4], and still poorly understood.

Much research effort has been applied to assessing the functional status of the mechanisms that maintain approximately constant blood flow when blood pressure varies, a control process usually known as autoregulation [3]. In order to assess the functional status of this control system, variations of blood pressure have been induced through a wide range of stimuli, including pharmaceutical interventions, the release of an inflated thigh-cuff [5], lower-body negative pressure [6], periodic breathing, body-tilt, the valsalva manoeuvre and a hand-grip test [7]. In addition, considerable effort has gone into estimating autoregulation from the constant spontaneous variations in blood pressure and flow. Such an approach is of course the most desirable, as it might allow repeated measurements, or even the monitoring of blood flow control even in the very sick and most vulnerable patient groups.

In order to determine from the recorded signals if blood-flow is being controlled, a number of signal processing methods have been applied. Linear approaches have been most commonly used [7], but non-linear methods have also been tried [8-10].

Linear system identification has been applied using both frequency domain (non-parametric) [7;11] and time-domain [12-15] techniques. A range of parameters have then been extracted from the estimated frequency, impulse or step-responses, in an attempt to identify those subjects in whom autoregulation appears to be impaired.

The results have provided clear evidence of autoregulatory activity, with impairment having been found in the more premature babies [16], in patients following head-injury [17] or subarachnoid haemorrhage, and with carotid stenosis [18]. Hypercapnia is also known to dilate cerebral arterioles, and thus increase cerebral blood flow and impair autoregulation [3]. Hypercapnia has thus been used to test different methods for measuring cerebral autoregulation [13].

Assessing autoregulation however remains a considerable technical challenge, which is compounded by the absence of a gold-standard to which methods could be compared. Measurements of cerebral blood flow control show large intra- and inter-individual variability [19-21]. Specifically the time-varying properties of autoregulation have been the focus of some recent studies [22;23]. Further difficulties arise from the sometimes aberrant results obtained in system identification, such that clear evaluation of a subject's autoregulatory status cannot be made (see E.G. Ramos et. al., submitted to this conference). We have recently investigated estimation errors in the estimates of the step-response obtained from spontaneous variability of blood pressure and blood flow in neonates [24;25]. There we found that in data recorded from newborns, the signals which had higher variance of blood pressure (i.e. greater variability) generally lead to lower standard deviation in estimated step-responses. We now extend this work, considering data recorded from a set of adult subjects. We thus hope to contribute to the development of improved techniques for assessing cerebral blood flow control from spontaneous variations in blood pressure. In particular, we wish to evaluate further if blood pressure signals with high variability lead to more robust estimates of autoregulation, and test earlier results on an independent set of data, with different techniques for assessing autoregulation.

Materials and Methods

Signals were recorded from 11 adult subjects, who were free from known cerebrovascular or cardiovascular diseases. The data used include those previously analyzed in [15], though only data during the 10-minute rest-phase are considered here. Arterial blood pressure (ABP) and middle cerebral artery velocity (MCAv) were measured non-invasively by photoplethysmography (Finapres) and transcranial Doppler ultrasound, respectively. Data were recorded at rest (with only spontaneous changes in ABP) in both normocapnia and hypercapnia (inhalation of 5% CO2 for 3 minutes). End-expiratory pCO2 was measured using a capnograph, and provides an estimate of arterial pCO2. The mean arterial ABP and CBFV was then calculated by low-pass filtering (cut-off frequency 0.45 Hz; zero phase filter) and normalized by its mean value, to give the relative change in these signals. The resultant signals were resampled at 1 Hz. The signals were then divided into overlapping segments of one minute duration, and the following two different measures of autoregulation were then derived for each of these segments, using linear system identification approaches:

1) the autoregulation index (ARI) was found by choosing one, from a pre-defined set of 10 linear filters [26], in accordance with the method described in [27]. The set of filters range from 0 (absent autoregulation – CBFV passively follows ABP) to excellent (ARI=9 – following a step-increase in ABP, CBFV rapidly returns to base-line).
2) the finite impulse response (FIR) was estimated from the recorded signals, using ABP as input and CBFV as output. The Fourier transform was then applied to the first 3 seconds of the impulse response [24], and the phase at 1/12 Hz [15] was then used as an index of autoregulation: increased phase-lead is taken as an indication of more active autoregulation [28].

The standard deviations of the autoregulation parameters were found for each recording from the set of parameter estimates obtained from the overlapped one-minute windows. The variance of the normalized ABP signal was also found for each data window. Further analysis was then carried out by selecting autoregulation estimates derived from windows with high (> 3.5 % root-mean-square) or low variance (power) in ABP, respectively.

Results

The standard deviation of autoregulation parameter estimates is consistently lower in the sub-set of recordings that have high mean ABP variance (10 recordings), compared to those with low variance (12 recordings): mean 1.02 vs. 1.88 ($p<10^{-4}$, Mann-Whitney U-test) for ARI, and 0.12 vs. 0.22 (p=0.075) for phase. There is significant (p<0.05) correlation between the standard deviation of both these parameters and the variance of ABP (22 recordings).

In the absence of a gold-standard for the evaluation of autoregulation, and against which our autoregulation parameter estimates could be compared, we investigated the correlation between pCO2 and these parameters. It is well known [3] that increased pCO2 leads to reduced efficiency in autoregulation. The experimental results (table 1) confirm this, as all indicating significant negative correlations. The correlations are significantly higher for the sub-set of 10 recordings in which the ABP power was high (p=0.008 for ARI, p=0.0046 for phase; bootstrap test). However, when only the one-minute windows with high-power were selected (table 1, R3), correlation coefficients were lower.

Table 1: The correlation coefficient of autoregulation parameters ARI, grandient and phase, against CO2. R1: all 22 recordings; R2: only those 10 recordings with standard deviation of ABP > 3.5 % rms; R3: only the windows with standard deviation of ABP > 3.5 % rms (from 17 recordings in total). **: significant correlation, p<0.01.

ARI			Phase		
R1	R2	R3	R1	R2	R3
0.57^{**}	0.85^{**}	0.67^{**}	0.74^{**}	0.95^{**}	0.65^{**}

In a further test, we randomly selected one one-minute window of high power and one of low ABP variance from each recording, and estimated the autoregulation parameters. We then correlated the results against pCO2; this was repeated 80 times (table 2). The correlation coefficients were significantly higher for the data-segments with high ABP variance, than those with low variance (p<0.001, t-test for ARI and phase). This test was applied in order to reduce the potential confounding influence that the differing number of windows with high or low variance in ABP in each recording may have.

Table 2: The correlation coefficients (mean ± standard deviation) between pCO2 and the autoregulation parameters, for randomly selected one-minute windows with high and low variance in ABP, respectively. Results from 80 repetitions. *: p<0.05; **: p<0.01.

ARI		Phase	
high ABP variance	low ABP variance	high ABP variance	low ABP variance
$0.62^{*}\pm0.10$	0.45 ± 0.069	$0.79^{**}\pm0.09$	$0.64^{*}\pm0.10$

Discussion and Conclusion

The results obtained show clearly that the more consistent estimates of autoregulatory activity, i.e. ones with a lower standard deviation, are obtained from the

signals with higher variability in blood pressure. This is in accordance with previous results obtained in signals recorded from neonates, in which the standard deviation of the estimated step-response [24] and of the estimated ARI [25] (using a bootstrap method) were investigated. These results are not surprising: when variability of ABP is low, it is likely that the signal-to-noise ratios of ABP are also low, leading to greater variance in system identification. Secondly, when the ABP is low, the autoregulation system is not being challenged, and one might expect to find little evidence of autoregulatory activity. However, in preliminary tests we have not found evidence for the latter: lower variability in ABP does not appear to be associated with reduced ARI.

High standard deviation of measures of autoregulation may suggest that the estimators are unreliable. However, they could also indicate that autoregulation is indeed varying during the recording. This has been the subject of a number of recent studies [23]. Since no gold-standards are available in this area, in these normal subjects we used the level of arterial CO2 as an indication of autoregulatory status. The results here re-enforce the earlier indication that in signals with higher variability of ABP, the estimates of autoregulation are more robust (tables 1 and 2), and give an improved indication of a subjects' autoregulatory status. This remains valid when considering only quite short segments of signal (1 minute) taken from within each recording.

From these results it may thus be concluded that in estimating autoregulation from signals with only spontaneous variability in ABP, those recordings showing larger spontaneous variability lead to more reliable measures of autoregulation. The present results are thus in line with earlier conclusions, obtained in a different data-set (neonates) and using different methods to assess autoregulation [24;25]. The data-segments within a recording that have higher variability in ABP appear to provide better estimates of autoregulation (table 2). However, shorter data-segments also lead to greater errors in system identification, and there thus is a trade-off in selecting only part of a recording for analysis. Such selection will also generally lead to interrupted signals, whose processing presents further technical challenges. This is an area for our current investigation, as is the application of adaptive filters to deal with time-varying characteristics of autoregulation.

Acknowledgements

The authors are grateful to Dr. Y Liu and A.A. Birch for data collection. The authors wish also to thank the Wellcome Trust (project 064701/Z/01/Z) support, which stimulated the current investigation.

References

[1] Lou, H. C., Edvinsson, L., and MacKenzie, E. T., "The concept of coupling blood flow to brain function: Revision required?," Ann.Neurol. 22(3):289-297, 1987.

[2] Ursino, M., Giulioni, M., and Lodi, C. A., "Relationship among cerebral perfusion pressure, autoregulation, and transcranial Doppler waveform: a modeling study," J.Neurosurg. 89:255-266, 1998.

[3] Paulson, O. B., Strandgaard, S., and Edvinson, L., "Cerebral autoregulation," Cerebrovasc.Brain Metab.Rev. 2:161-192, 1990.

[4] Brian, J. E., Faraci, F. M., and Heistad, D. D., "Recent insights into the regulation of cerebral circulation," Clin.Exp.Pharmacol.Physiol. 23:449-457, 1996.

[5] Aaslid, R., Lindegaard, K. F., Sorteberg, W., and Nornes, H., "Cerebral autoregulation dynamics in humans," Stroke 20:45-52, 1989.

[6] Birch, A. A., Neil-Dwyer, G., and Murrills, A. J., "The repeatability of cerebral autoregulation assessment using sinusoidal lower body negative pressure," Phys.Meas. 23:1-11, 2002.

[7] Panerai, R. B., "Assessment of cerebral pressure autoregulation in humans - a review of measurement methods," Phys.Meas. 19:305-338, 1998.

[8] Panerai, R. B., Dawson, S. L., and Potter, J. F., "Linear and nonlinear analysis of human dynamic cerebral autoregulation," Am.J.Physiol. 277:H1089-H1099, 1999.

[9] Mitsis, G. D., Zhang, R., Levene, B. D., and Marmarelis, V. Z., "Modeling of nonlinear physiological systems with fast and slow dynamics. II. Application to cerebral autoregulation," Ann.Biomed.Eng. 30:555-565, 2002.

[10] Giller, C. A. and Mueller, M., "Linearity and non-linearity in cerebral haemodynamics," Med.Eng.Phys. 25:633-646, 2003.

[11] Zhang, R., Zuckerman, J. H., Giller, C. A., and Levine, B. D., "Transfer function analysis of dynamic cerebral autoregulation in humans," Am.J.Physiol. 274:H233-H241, 1998.

[12] Panerai, R. B., Simpson, D. M., Deverson, S. T., Mahoney, P., Hayes, P., and Evans, D. H., "Multivariate dynamic analysis of cerebral blood

flow regulation in humans," IEEE Trans.Biomed.Eng. 47(3):419-423, 2000.

[13] Simpson, D. M., Panerai, R. B., Evans, D. H., and Naylor, A. R., "A parametric approach to measuring cerebral blood flow autoregulation from spontaneous variations in blood pressure," Ann.Biomed.Eng. 29:18-25, 2001.

[14] Liu, Y. and Allen, R., "Analysis of dynamic cerebral autoregulation using an ARX model based on arterial blood pressure and middle cerebral artery velocity simulation," Med.Biol.Eng.Comput. 40:600-605, 2002.

[15] Liu, Y., Birch, A. A., and Allen, R., "Dynamic cerebral autoregulation assessed using an ARX model: comparative study using step responses and phase shift," Med.Eng.Phys. 25:647-653, 2003.

[16] Jorch, G. and Jorch, N., "Failure of autoregulation of cerebral blood flow in neonates studied by pulsed Doppler ultrasound of the internal carotid artery," Eur.J.Pediatr. 146:468-472, 1987.

[17] Czosnyka, M., Smielewski, P., Kirkpatrick, P. J., Menon, D. K., and Pickard, J. D., "Monitoring of cerebral autoregulation in head-injured patients," Stroke 27:1829-1834, 1996.

[18] White, R. P. and Markus, H. S., "Impaired dynamic autoregulation in carotid artery stenosis," Stroke 28:1340-1344, 1997.

[19] Mahony, P., Panerai, R. B., Deverson, S. T., Hayes, P., and Evans, D. H., "Assessment of the thigh cuff technique for measurement of dynamic cerebral autoregulation," Stroke 31:476-480, 2000.

[20] Birch, A. A., Neil-Dwyer, G., and Murrills, A. J., "The repeatability of cerebral autoregulation assessment using sinusoidal lower body negative pressure," Phys.Meas. 23(1):73-83, 2002.

[21] Panerai, R. B., Eames, P. J., and Potter, J. F., "Variability of time-domain indices of dynamic cerebral autoregulation," Phys.Meas. 24(2):367-381, 2003.

[22] Schmidt, B., Czosnyka, M., Raabe, A., Yahya, H., Schwarze, J. J., Sackerer, D., Sander, D., and Klingelhofer, J., "Adaptive noninvasive assessment of intracranial pressure and cerebral autoregulation," Stroke 34(1):84-89, 2003.

[23] Panerai, R. B., Carey, B. J., and Potter, J. F., "Short-term variability of cerebral blood flow velocity responses to arterial blood pressure transients," Ultrasound.Med.Biol. 29(1):31-38, 2003.

[24] Liu, J., Simpson, D. M., Panerai, R. B., Ramos, E. G., and Allen, R. "Assessment of cerebral autoregultion using a linear filter model: analysis of dispersion," Proceedings of the Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering, Ischia, Italy, July 31 - August 5, 2004

[25] Simpson, D. M., Panerai, R. B., Ramos, E. G., Lopes, J. M. A., Villar Marinatto, M. N., Nadal, J., and Evans, D. H., "Assessing Blood Flow Control through a Bootstrap Method," IEEE Trans.Biomed.Eng. in press 2004.

[26] Tiecks, F. P., Lam, A. M., Aaslid, R., and Newell, D. W., "Comparison of static and dynamic cerebral autoregulation measurements," Stroke 26:1014-1019, 1995.

[27] Panerai, R. B., Eames, P. J., and Potter, J. F., "Variability of time-domain indices of dynamic cerebral autoregulation," Phys.Meas. 24(2):367-381, 2003.

[28] Birch, A. A., Dirnhuber, M. J., Hartley-Davies, R., Iannotti, F., and Neil-Dwyer, G., "Assessment of autoregulation by means of periodic changes in blood pressure," Stroke 26:834-837, 1995.

NUMERICAL STUDY OF THE ELECTRIC POLARIZATION OF SPHERICAL CELLS SUSPENDED IN ELECTROLYTIC SOLUTION

A. Ramos

Electrical Engineering Department, Centre of Technological Sciences,
State University of Santa Catarina (UDESC),
Joinville – Santa Catarina – Brazil.

e-mail: dee2ar@joinville.udesc.br

Abstract: The equivalent circuit method (ECM) was applied in the analysis of the membrane potential distribution in spherical membranes suspended in electrolytic solution. Numerical results are in agreement with the analytical cosine distribution for a single membrane in an uniform electric field. However, for a suspension of membranes, the numerical results show that the potential is distorted from the cosine distribution, with the major reduction occurring around the poles. The pole membrane potential was observed to decrease linearly with the increase of the volumetric fraction occupied by the cells. Furthermore, the conductivity of the suspension also was obtained as a function of the volumetric fraction and the results are in good agreement with the Maxwell model for spherical particles suspended in conductor liquid.

Key words: field calculation, numerical modeling, biological membranes, bioelectromagnetism.

Introduction

Cell membranes are very thin structures constituted basically by a bi-layer of lipidic molecules. Because the non-polar tails of these molecules fill the inner volume of the membrane, the energy barrier for ions crossing it is very higher than the averaged thermal energy in living systems [1], and the electrical conductance of the cell membrane is usually very low.

When biological tissues or suspensions of cells are excited by electric fields, ionic currents are established and ions coming from the electrolyte accumulate on the both sides of the membranes. Therefore, membranes are polarized and the potential distribution depends from the strength of the applied field and geometry of the cells. For a single spherical cell with radius 'a' immersed in a conductor liquid under an uniform electric field with strength 'E_o' applied in t=0, the membrane potential is given by [2]:

$$V_m = 1{,}5\ a\ E_o \cos\theta \left(1 - e^{-t/\tau}\right) \qquad (1)$$

where θ is the angle between the direction of the field and the position vector of the point on the membrane relative to the centre of the cell. The time constant is given by [2]:

$$\tau = a\ C_m \left(\frac{1}{\sigma_i} + \frac{1}{2\sigma_o}\right) \qquad (2)$$

where σ_i and σ_o are the conductivities of the electrolyte inside and outside the cell, respectively, and C_m is the capacitance per unit area of the membrane.

For cells suspended in an electrolytic solution, the membrane potential is different from the cosine distribution given by (1) because the proximity between cells distorts the current distribution in the interstitial space close to the membranes. The membrane potential is also a function of the volumetric fraction occupied by the cells and it is very hard to obtain it by any analytical method. Numerical approaches are better to do it.

Electrical stimulation of the plasmatic membrane can have important effects on the morphology and physiology of the cell. One of the most studied and utilized is the electroporation, which is the pore opening process that occur in the lipidic matrix of the membrane when an enough membrane potential is induced by the external field [3].

Method

The equivalent circuit method (ECM) [4,5] is a numerical approach suitable for field calculation in inhomogeneous and anisotropic media. It is based on the modeling of the transport properties of the media by means of an electric circuit whose elements are associated to a discrete mesh of regular blocks that fill the analyzed space (Figure 1a). Each block is modeled as a node of the equivalent circuit. In the cell scale model (Figure 1b), which is suitable for analysis around cells, the total current between two adjacent blocks in the mesh is described as having three components: conduction, diffusion and shift currents, and it is given by the equation [5]:

$$I_{ox} = \sum_n \left[g_{n\,ox}(V_o - V_x) + k_{n\,ox}(\rho_{no} - \rho_{nx}) \right] + \sum_x c_{ox} \frac{\delta}{\delta t}(V_o - V_x) \qquad (3)$$

Where the nodes are identified by 'o' and 'x' and n indicate summation over all types of ions in the media surrounding the cells. V and ρ are respectively the voltage and charge density in the node while g, k and c are the conductance, diffusion coefficient and capacitance of the connection, respectively. These parameters are given by [5]:

$$g_n = \mu_n \rho_n A/L$$
$$k_n = f_n D_n A/L \quad (4)$$
$$c = \varepsilon A/L$$

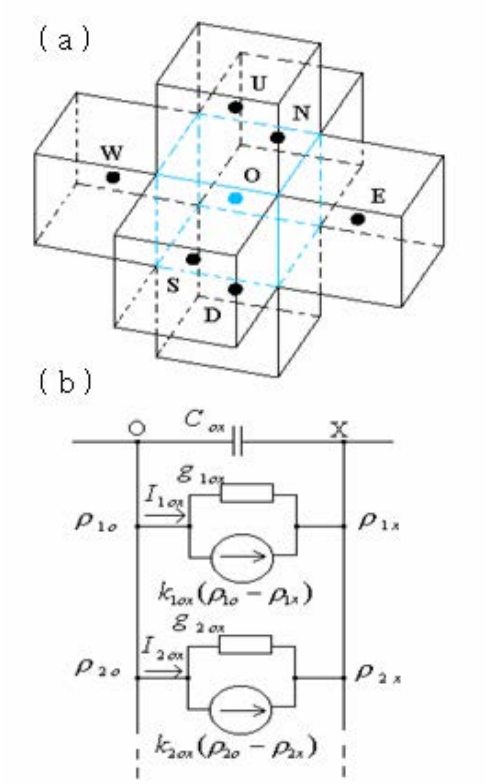


Figure 1 – (a) Discretization scheme used in the MCE. Each block is represented by a node in the equivalent circuit. (b) Equivalent circuit with the lumped elements modeling the transport process in the media.

where μ_n and D_n are the mobility and diffusion coefficient of the ion 'n', respectively, and ε are the electrical permittivity of the media. A and L are, respectively, the area and length of the connection between two adjacent nodes. f_n is a function of the voltage difference between the nodes. It is obtained from the spatial averaging of the Nersnt-Planck equation supposing that the current density is uniform in the area A and the voltage varies linearly along the length L. Its value is given by [5]:

$$f_n = \frac{\Delta V}{2 v_n} \frac{\exp(\Delta V / v_n) + 1}{\exp(\Delta V / v_n) - 1} \quad (5)$$

Where $v_n = KT/e\, z_n$ is a constant for each type of ion in the media.

The ECM consists in obtaining and analyzing the equivalent circuit of the media aiming to obtain the electric potential and charge density distribution in the space, in time steps, from specified initial and boundary conditions. The potential distribution is obtained from the computation of the node equations system and the charge distribution is obtained by finite integration of the continuity equation in each block of the mesh.

A schematic view of the cells suspended in the electrolytic solution is shown in the Figure 2. The discretization mesh was built having two levels of resolution. A big block regular mesh was defined using a cubic block with edge equal $r_c/12$ as the unit of discretization, where r_c is the cell radius. Around the membranes a high resolution mesh was defined dividing each big block in eight small one. This procedure is necessary for a good definition of the geometry of the membranes and the interstitial spaces. The distance between neighbor cells was varied in a set of 10 simulations in order to obtain several values of the volume fraction from 0 to 0,66. The volume fraction is the ratio between the internal volume of the cell and the specific volume occupied by the cell in the suspension. The final number of blocks varied from about 23,740 to 35,570. Table 1 summarizes the geometry, composition and electrical properties of the media.

The electrolyte is an aqueous solution of five types of ions: Na^+, Cl^-, K^+, HCO^+_3 and proteins. Their concentrations are given in Table 1. Proteins are considered as having mobility zero, and they are included only for equilibrating the total charge of the electrolyte.

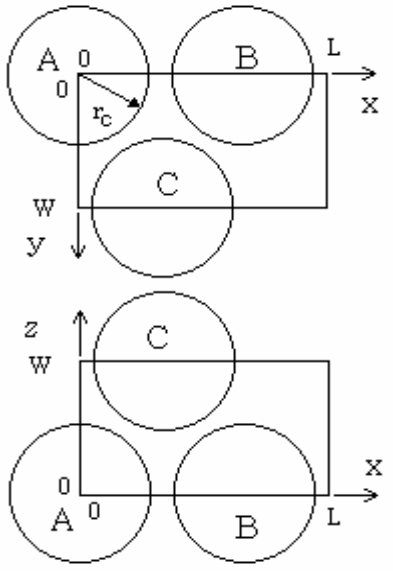


Figure 2 – Schematic structure for simulation. A, B and C are three spherical cells. Other cells are not shown because the symmetry permits to limit the analyzed space to the volume defined by the rectangles. The above figure is on the plane z=0 and that below is on the plane y=0. A difference of potential is applied between the faces in x=0 and x=L.

Initial conditions are specified as being zero for all node charge and potential. Boundary conditions define 0 Volts for all nodes on the face in x=0 and E_oL Volts for all nodes on the face in x=L. E_o is the applied electric field in the x direction with the value of 100 V/cm. Because of the symmetry, on the other faces

(y=0, z=0, y=W, z=W) the normal components of field and current vanish.

The time step for the iterative process was specified in 3ns according to the rule for convergence given in [5]. The simulation time was 1,2μs divided in 400 steps. This time is enough higher than 78ns given by (2), so that, the membrane potential distribution can be consider as reaching the steady state.

Because of the cell A in the Figure 2 has the highest number of neighbors in that scheme (due to the symmetry only two neighbor cells are shown but, there are six), we choice it as the target cell for doing all calculation of the membrane potential and conductivity.

Table 1: Geometric and electric properties of the media

Property	Value
Cell radius (μm)	7
Membrane thickness (nm)	7
Ionic concentration inside the cells ($x10^{-3}$ M)	Na^+ 10 Cl^- 4 K^+ 140 HCO^-_3 10
Ionic concentration outside the cells ($x10^{-3}$ M)	Na^+ 143 Cl^- 123 K^+ 5 HCO^-_3 25
Ionic mobility ($x10^{-4}$ cm^2 V^{-1} s^{-1})	Na^+ 5,19 Cl^- 7,91 K^+ 7,62 HCO^-_3 7,40
Dielectric constant of water	81
Membrane capacitance (μFcm^{-2})	1

Results

Figure 3 shows the potential distributions on the membrane of the target cell as functions of the angle between the direction of the field and the position on the membrane, for three values of the volumetric fraction, and the theoretical curve for an isolated cell according equation (1). The curves are normalized to the highest potential on the pole of the cell ($V_{mo}=1,5aE_o$).

Figure 4 shows the normalized potential on the pole of the target cell in function of the volumetric fraction of the suspension.

Using the obtained spatial distributions of charge and potential we calculate the averaged value of the current density and electric field in the specific volume of the target cell. With these values we can obtain the conductivity of the suspension. Figure 5 shows the obtained dependence of the conductivity to the volume fraction.

Analysis

In the Figure 3 we see that as the suspension becomes more concentrate, the membrane potential is reduced on the pole and distorted from the cosine distribution. This happens because ionic currents arriving to the pole of the cells are reduced as they are closer to each other.

In the Figure 4 is observed a linear decrease of the potential as the volumetric fraction increase. This trend of the membrane potential is not possible to account analytically, mainly for a volumetric fraction as high as 0,50 or more. This relation between V_m and p can be useful for obtaining the threshold of electroporation in suspension of different concentrations of cells. According to the Figure 4, the potential on the pole of the cell can be given by:

$$V_m = 1,5\, a\, E_o\, (1 - 0,38\, p) \qquad (6)$$

If the threshold electric field E_{p1} for electroporation is measured for a known value of the volumetric fraction (p_1), the threshold E_{p2} for another value (p_2) can be given by:

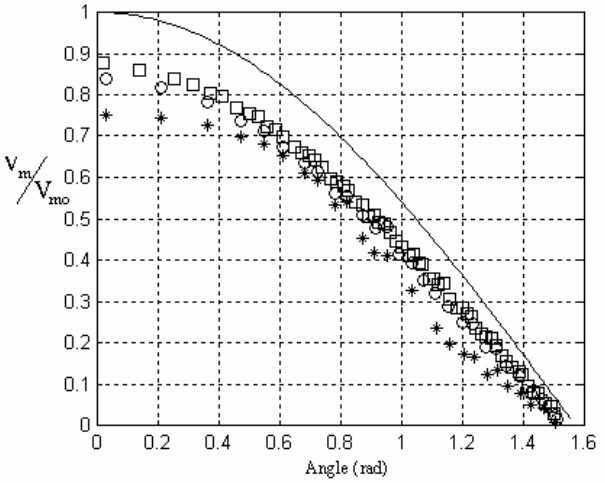


Figure 3 – Normalized potential distributions on the membrane of the target cell as functions of the angle between the field direction and the position on the membrane. V_{mo} is the potential on the pole of a single cell ($V_{mo}=1,5aE_o$). (*) p=0,66; (O) p=0,44; (□) p=0,31; (—) equation (1).

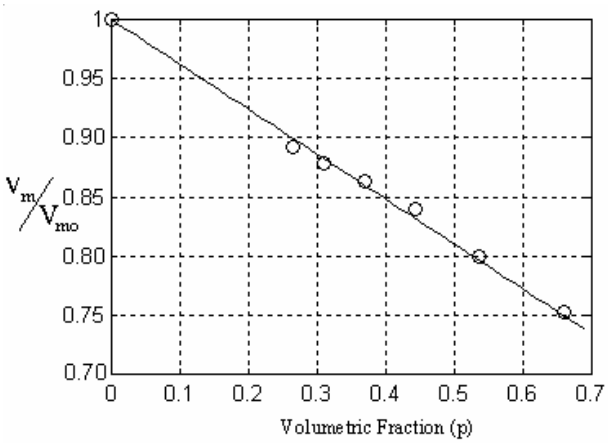


Figure 4 – Normalized potential on the pole of the target cell in function of the volumetric fraction of the suspension. V_{mo} is the potential on the pole of a single cell ($V_{mo}=1,5aE_o$). The circles are the numerical results. The continuous line is the trend of the results.

$$\frac{E_{p2}}{E_{p1}} = \frac{1 - 0{,}38\,p_1}{1 - 0{,}38\,p_2} \quad (7)$$

The continuous line in the Figure 5 is the theoretical model from Maxwell for dielectric spherical particles suspended in liquid conductor, which is given by [6]:

$$\frac{\sigma}{\sigma_o} = \frac{1 - p}{1 + p/2} \quad (8)$$

This excellent agreement between analytical model and numerical results corroborates the reliability of the numerical method. The equation (8) can be used to estimate the volume fraction of the suspension from a measured conductivity.

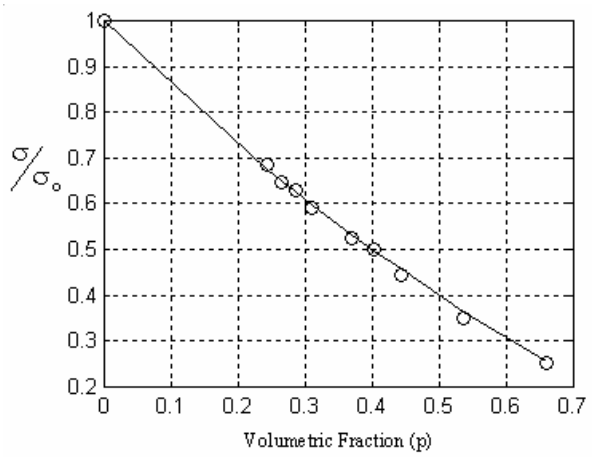


Figure 5 – Dependence of the conductivity to the volume fraction of the suspension. σ_o is the conductivity of the electrolyte outside the cells. The circles are the numerical results. The continuous line is related to the model proposed by Maxwell for dielectric spherical particles suspended in conductor liquid [6].

Conclusion

The ECM was applied to solve the relatively complex problem of the polarization of spherical membranes suspended in an electrolyte. The numerical results revealed an important and simple relation between membrane potential and volumetric fraction. That relation can be useful when a good estimate of the membrane potential is necessary as in electroporation studies of suspended cells.

The agreement between numerical calculated conductivity and the equation (8) from Maxwell model is a warranty of reliability of the method. Another important agreement happens between the numerically obtained membrane potential for a single cell and the equation (1) [7].

Future works will be dealing with the electroporation modeling using ECM and the application on living tissues.

References

[1]WEAVER, J.C. and CHIZMADZEV, Y. "Electroporation", Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields, New York: CRC, pp. 247-274, 1996.

[2]KINOSITA, K. Jr. e TSONG, T.Y., "Voltage-induced conductance in human erythrocyte membranes", Biochimica et Biophysica Acta, 1979, 554, 479-497.

[3]TSONG, T. Y., "On electroporation of cell membranes and some related phenomena", Bioelectrochemistry and Bioenergetics", 1990, 24, 291-295.

[4]RAMOS, A., RAIZER, A., MARQUES, J.L.B. "A New Method for Field Calculation Using the Equivalent Electric Circuit". Proceedings of the 13rd COMPUMAG. 2001, Evian. p. 232-233.

[5]RAMOS, A., RAIZER, A., MARQUES, J.L.B. "A new computational approach for electrical analysis of biological tissues". Bioelectrochemistry and Bioenergetics, v. 59, n. 1-2, p. 73-84, 2003.

[6]FOSTER, K.R. and SCHAWN, H.P., "Dielectric properties of tissues", Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields., 2ª edição, CRC, 1995, 25-102.

[7]RAMOS, A., SUZUKI, D.O.H., MARQUES, J.L.B., "Numerical Simulation of Electroporation in Spherical Cells", Artificial Organs, EUA, 2004, n.2 ,Vol.28, pp. 357-361

REDUÇÃO DE TEMPO DO PROCESSO DE POLARIZAÇÃO NÃO UNIFORME (APODIZAÇÃO) DE CERÂMICAS PIEZOELÉTRICAS

M. G. Duarte*, V. L. da S. N. Button* e J. M. Maia**

*Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) / Fac. de Engenharia Elétrica e de Computação (FEEC) / Depto. de Engenharia Biomédica e Centro de Eng. Biomédica, Campinas, SP, Brasil
** CEFET-PR, Curitiba, PR, Brasil

e-mail: mauricio@ceb.unicamp.br

Abstract: The objective of this work was to optimize the apodization process of piezoelectric ceramics disks, determining the better relationship between initial temperature and duration of the poling process. The apodization of the ceramic was performed to reduce the diffraction of the acoustic field generated by ultrasonic transducers. We looked forward the better initial temperature of the insulating mineral oil that baths the ceramic, and how long the poling electric field should be applied to the desired apodization be achieved. We used 12.7mm diameter and 1mm thickness PZT-5A disks.
***Palavras Chaves*: apodização, cerâmica piezoelétrica, difração acústica, transdutor de ultra-som.**

Introdução

A apodização consiste na polarização não-uniforme da cerâmica piezoelétrica, realizada para reduzir a difração do campo acústico gerado pelos transdutores de ultra-som [1-3]. O princípio se baseia na orientação não-uniforme dos dipolos elétricos da cerâmica. Em um disco de cerâmica polarizada, os dipolos são orientados para que, no modo espessura, todo o disco vibre no sentido de propagação axial do campo acústico; enquanto que nas cerâmicas apodizadas, pelo processo adotado no LUS (Laboratório de Ultra-Som, UNICAMP), os dipolos da região central da cerâmica são mais intensamente orientados que os dipolos da região periférica do disco, diminuindo assim a intensidade da vibração na região das bordas da cerâmica [4-6], e, com isto, reduzindo a interferência (difração acústica), na propagação do campo acústico, gerada pelas ondas de borda [1-3].



Figura 1: Representação da Orientação dos Domínios Ferroelétricos na Cerâmica

Comparações entre os modos de vibração das cerâmicas polarizada e apodizada

A cerâmica polarizada utilizada possui modos de vibração característicos. Os gráficos de Fase *versus* Freqüência apresentados na figura 2 (associados às curvas de Módulo de Impedância *versus* Freqüência, não mostrados aqui) ilustram os modos de vibração da cerâmica vibrando livre, polarizada de fábrica e a mesma cerâmica após ser apodizada.

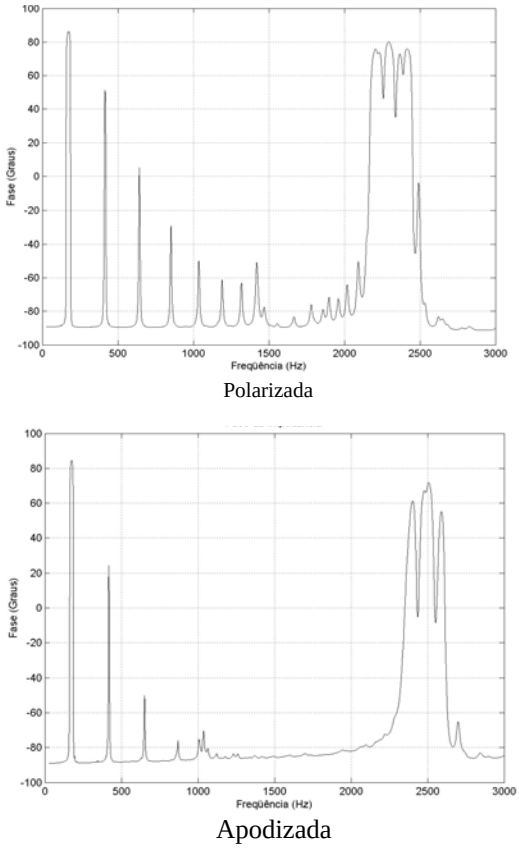


Figura 2: Curvas Características de Fase x Freqüência

Nota-se, para a cerâmica apodizada, a redução dos modos intermediários de vibração (fracamente acoplados) entre os modos radial e espessura. Um aumento da freqüência de ressonância no modo espessura também é observado. A redução de vibração de modos intermediários também foi verificada nos experimentos realizados por Button [1].

Os resultados obtidos neste trabalho com variações no processo de apodização (temperatura e/ou tempo de aplicação do campo elétrico), também mostraram a mesma redução dos modos intermediários de vibração, devido ao realinhamento dos domínios elétricos, variando apenas o nível de acoplamento eletromecânico obtido no modo espessura, conforme a eficiência resultante das modificações adotadas no processo de apodização.

Objetivos

Experimentos realizados por Button no LUS [1] mostraram que através do processo de apodização é possível reduzir a difração no campo acústico produzido por transdutores de ultra-som. O processo utilizado consistia em manter um disco de cerâmica piezoelétrica em um recipiente com óleo isolante, aquecido inicialmente a 160° Celsius, e aplicar, entre as faces do disco, um campo elétrico DC de 2kV/mm de espessura de cerâmica [1][7]. Este campo, mantido até a cerâmica resfriar à temperatura ambiente (aproximadamente 4 horas e meia), era formatado por um eletrodo esférico. Neste trabalho, buscou-se otimizar o processo de apodização da cerâmica, determinando a melhor relação entre temperatura inicial do óleo e duração de aplicação do campo elétrico de polarização, reduzindo, desta forma, o tempo total do processo.

Materiais e Métodos

O processo de apodização (polarização não uniforme) foi realizado em uma cuba metálica com suporte para colocação da cerâmica e do eletrodo esférico. A figura 3 ilustra o processo de apodização das cerâmicas. A principal diferença entre os processos de polarização e de apodização é o formato do eletrodo de polarização, como mostra a figura 4.

Foram utilizados discos de Titanato Zirconato de Chumbo (PZT-5A) com 12,7mm de diâmetro e 1mm de espessura (APCI) e um eletrodo de polarização esférico com 5mm de raio de aço-carbono.

Foi utilizado óleo mineral puro como banho isolante e óleo R-temp da CooperPower, para altas temperaturas.

Cada disco de cerâmica foi submetido à temperatura de 350°C (temperatura de Curie para o PZT-5A) durante uma hora para ser despolarizado [8-9], e o eletrodo de prata de uma de suas faces foi retirado por abrasão.

Um termômetro eletrônico foi utilizado para monitorar a temperatura do banho de óleo isolante e uma fonte regulada foi utilizada para aplicar o campo elétrico DC de alta tensão; a tensão de polarização aplicada foi monitorada em um osciloscópio através de uma ponta isoladora de alta tensão.

Após o processo de apodização, o eletrodo retirado foi reconstituído por bombardeamento de prata (*sputtering*) na face do disco de cerâmica.

A partir das curvas de Módulo e Fase da Impedância *versus* Freqüência, obtidas por um Analisador de Impedâncias (HP 4192A), os valores de freqüências de ressonância e de anti-ressonância e o coeficiente de acoplamento eletromecânico dos modos de vibração foram determinados [10]. Os resultados das variações dos processos de apodização foram documentados e comparados entre si, e também, com os resultados documentados dos discos polarizados de fábrica.

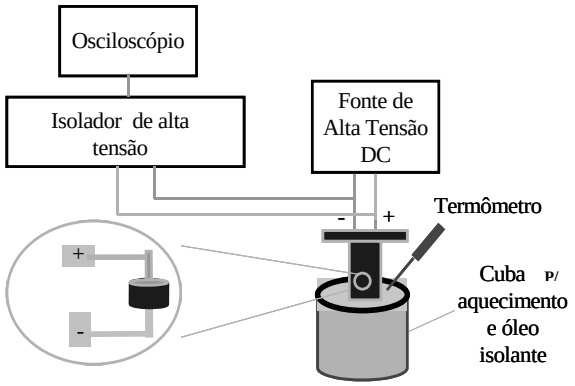


Figura 3: Diagrama do Processo de Polarização

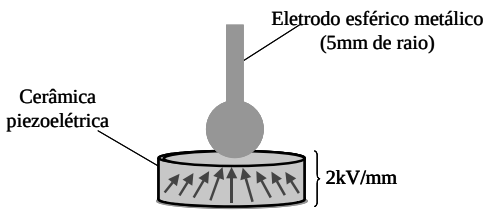


Figura 4: Orientação dos dipolos elétricos resultante da utilização do eletrodo esférico de apodização da cerâmica piezoelétrica

As variações implementadas no processo de apodização usado anteriormente no LUS estão relacionadas à redução do tempo de apodização devido ao aumento da temperatura do óleo isolante que banha a cerâmica durante o processo.

As cerâmicas apodizadas que apresentaram um acoplamento eletromecânico satisfatório foram usadas na construção de transdutores de ultra-som. O k_{ef} pode ser expresso pela equação 1; f_r e f_{ar} foram determinadas a partir das curvas de Módulo e Fase da Impedância *versus* Freqüência.

$$k_{ef}^2 = (f_{ar}^2 - f_r^2) / f_{ar}^2 \quad (1)$$

Onde:

k_{ef} – Coef. de acoplamento eletromecânico efetivo;
f_a – Freqüência de anti-ressonância; e
f_r – Freqüência de ressonância.

Os transdutores de US foram construídos e testados no LUS; foram realizadas medidas para obter os pulsos ultra-sônicos gerados pelos transdutores e para mapear os campos acústicos. O LUS possui um Sistema de Mapeamento de Campo Acústico, composto de um tanque de acrílico com capacidade para 500 litros de água, sistema de coordenadas XYZ movimentado por motores de passo, controlados por microcomputador através de programas desenvolvidos em linguagem C.

Possui também, um gerador de funções (Tektronix TM515) com dois módulos, um para gerar a taxa de repetição (100Hz) dos sinais de excitação dos transdutores, e um para gerar estes sinais (por exemplo, *bursts* de 10 pulsos senoidais na freqüência de 2MHz), um osciloscópio digital (Tektronix 2430), um amplificador de potência (Amplifier Research 75250) que amplifica a saída do gerador de funções para dezenas ou centenas de Vpp, e o microcomputador que controla a geração dos estímulos e a aquisição de dados durante a realização dos testes (vide Figura 5).

Durante a realização dos mapeamentos, o transdutor construído funciona como transmissor de pulsos acústicos, que são recebidos por um hidrofone pontual de PVDF (*polivinylidene difluoride*), com diâmetro de 1,5mm e faixa de passagem de 1MHz a 20MHz (Precison Acoustics); os sinais recebidos são pré-amplificados antes de serem capturados pelo osciloscópio digital. As medidas obtidas nos mapeamentos são intensidades relativas e/ou normalizadas, devido ao hidrofone não ser calibrado.

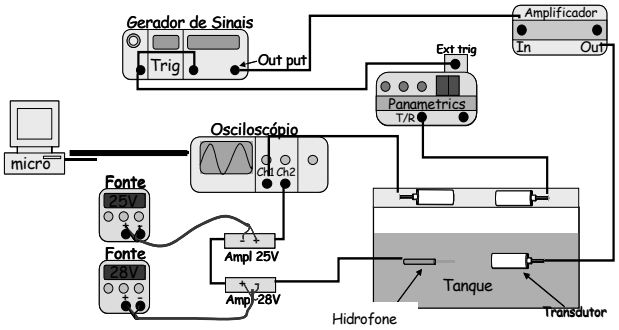


Figura 5: Diagrama esquemático de interligação dos equipamentos do Sistema de Mapeamento de Campo Acústico.

A profundidade do perfil do campo acústico de intensidade -3dB abaixo do valor máximo, no plano XY (X direção lateral e Y direção longitudinal), obtido para transdutores com e sem apodização, foi o parâmetro usado para observar a redução da difração acústica causada pela apodização. O resultado esperado é que o campo acústico gerado pelo transdutor construído com cerâmica apodizada apresente um decaimento de intensidade com a distância da fonte (face do transdutor) mais lento, e, portanto, o perfil de -3dB alcance profundidades maiores, em relação ao transdutor não-apodizado.

Resultados

Em relação à etapa de polarização não uniforme dos discos cerâmicos, os resultados são apresentados nas figuras 6, 7 e 8.

A tabela 1 apresenta a profundidade alcançada pelo perfil do campo, de intensidade –3dB, ao longo do eixo de propagação do feixe, de um transdutor polarizado e de transdutores apodizados, para comparação. Estes valores foram obtidos através do mapeamento dos transdutores no plano XY.

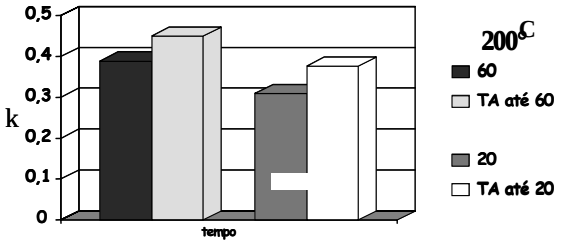


Figura 6: Comparações entre apodizações em que o campo elétrico foi aplicado apenas na temperatura desejada (200°C) e apodizações com campo aplicado desde a temperatura ambiente (TA) (20 e 60 minutos).

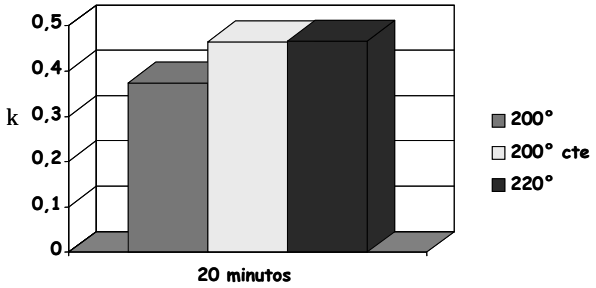


Figura 7: Comparações entre apodizações com campo aplicado desde TA até 200°C, 200°C constante e 220°C e permanecendo por mais 20 minutos.

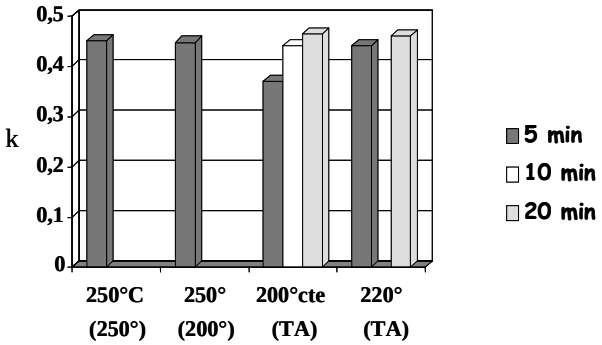


Figura 8: Comparações entre apodizações com campo aplicado desde TA a 200°C constante e a 220°C, durante 5, 10, 20 e 5, 20 minutos respectivamente. E a 250°C com campo aplicado a 200°C e a 250°C, durante 5 minutos após atingir 250°C.

Tabela 1: Coeficiente de acoplamento e profundidade do campo (linha de –3dB) para apodizações diferentes

cerâmica	temperatura. ° C	tempo (min)	k_{ef}	perfil de –3dB (mm)
Polarizada de fábrica			0,454	89
Apodizada	250	2	0,371	107
Apodizada	250	5	0,402	101
Apodizada	200	desde TA mais 20	0,466	88

Discussão

O objetivo principal do trabalho foi obter redução da difração como nos resultados alcançados por BUTTON [1] e, além disso, otimizar o processo de apodização em função de uma melhor relação entre a temperatura do óleo isolante utilizado no processo e o tempo de aplicação do campo elétrico na cerâmica.

Manter a temperatura constante durante o período de aplicação do campo elétrico mostrou-se ser uma alternativa viável para acelerar o processo de apodização e, assim, de aumentar a vida útil do óleo isolante, no caso de se trabalhar com óleo mineral Nujol. Apodizações feitas com o campo elétrico aplicado desde a temperatura ambiente e durante mais 20 minutos, mantendo a temperatura constante e igual a 200°C, apresentaram k_{ef} similar ao de apodizações feitas também com o campo elétrico aplicado desde o início do aquecimento do óleo e por mais 20 minutos, mas desligando-se o aquecedor após atingir 220°C (este resultado não foi incluído na Tabela 1).

Com a utilização de um óleo mineral isolante para altas temperaturas (da CooperPower), foi possível alcançar 250°C, sem perda das características dielétricas do óleo, e assim, obter a melhor relação tempo *versus* temperatura, que foi a aplicação do campo elétrico por 5 minutos após a temperatura de 250°C ser alcançada e mantida constante. Foram obtidos os mesmos valores de k_{ef} e as mesmas variações nos modos de vibração da cerâmica, relatados em [1]. Estes resultados destacam a forte dependência da temperatura com o processo de apodização

Com os resultados apresentados na Tabela 1, observamos que o transdutor construído com a cerâmica apodizada com a maior temperatura e durante um tempo menor apresentou a maior profundidade de campo (perfil de –3dB), e portanto maior redução da difração acústica, que era o objetivo do experimento.

Conclusão

Comparando os dados da Tabela 1, constatamos que um valor elevado de acoplamento eletromecânico, não necessariamente corresponde um processo de apodização eficiente. No caso das cerâmicas utilizadas (PZT-5A com 12,7mm de diâmetro e 1mm de espessura da APCI), pudemos constatar que o melhor processo de apodização da cerâmica (maior profundidade de campo resultante) foi o que aplicou o campo elétrico durante apenas 2 minutos após o banho de óleo isolante atingir 250°C. Conforme aumentamos o tempo de aplicação do campo elétrico, mesmo em temperatura menor (200°C), um número maior de dipolos elétricos tendem a alinhar-se no sentido da espessura da cerâmica, como em uma polarização uniforme, resultando no aumento do coeficiente de acoplamento eletromecânico do modo espessura de vibração do disco piezoelétrico.

Comparado ao processo anterior de apodização de cerâmicas no LUS (4 horas e meia), pudemos constatar uma grande redução de tempo ao trabalharmos com a temperatura de 250°C. Uma exposição prolongada da cerâmica a esta temperatura resulta em polarização uniforme e não apodização.

Agradecimentos

FAPESP, CNPq e CooperPower

Referências

[1] BUTTON, V. L. S. N, *Efeitos da Polarização Não-Uniforme de Cerâmicas Piezoelétricas no Campo de Transdutores de Ultra-som*, Campinas: UNICAMP-SP (FEEC/DEB - Tese de Doutorado), 1998.

[2] BUTTON, V. L. S. N., COSTA, E. T., MAIA, J. M., *Non-uniform piezoelectric ceramic polarisation: minimising ultrasound field diffraction*, Proceedings of the 25th Acoustical Imaging, vol. 25, pp. 131-136, edited by Michael Halliwell and Peter N. T. Wells (ISBN 0-306-46516-7), 2000.

[3] BUTTON, V. L. S. N., COSTA, E. T., MAIA, J. M, DANTAS, R.G., *Diffractive limited acoustic field of an apodized ultrasound transducer*, SPIE's International Symposium on Medical Imaging 2000, vol. 3982, pp.132-141. ISBN: 0-8194-3599-6, 2000.

[4] STEPANISHEN, P. R., *Transient Radiation from Pistons in an Infinite Planar Baffle*, Journal of Acoustical Society of America, vol. 49, no. 5 (part 2), pp. 1629-1638, 1971.

[5] WEIGHT, J. P., HAYMAN, A. J., *Observations of the propagation of very short ultrasonic pulses and their reflection by small targets*, Journal of Acoustical Society of America, vol. 63, no. 2, pp. 396-404, 1978.

[6] BRITTAIN, R. H., WEIGTH, J. P., *Fabrication of non-uniformly excited wide-band ultrasonic transducers*, Ultrasonics, vol. 25, pp. 100-106, March, 1987.

[7] WEIGTH, J. P., RESTORI, *Diffraction Effects in the Pulsed and Continuous Wave Fields*, Proccedings of Institute of Acoustics, vol. 8 (part 2), pp. 103-111, 1986.

[8] JAFFE, B., COOK, W. R., JAFFE, H., *Piezoelectric Ceramics*, Academic Press, London and New York, chs. 2 and 3, pp. 7-48, 1971.

[9]HOOKER, M.W., *Properties of PZT – Based Piezoelectric Ceramics Between - 150 and 250°C.*, NASA Langley Research Center, Hampton, VA 23681, 1998.

[10]*IEEE Standard on Piezoelectricity*, ANSI/IEEE Std 176-1978, pp. 43-44, 1978.

COMPORTAMENTO MECÂNICO DE CORAÇÕES ISOLADOS DE RATOS DE DIFERENTES IDADES, EM HIPO E HIPERCALCEMIA

F. J. da Silva* e P.A.P.Gomes*

* Universidade de Mogi das Cruzes/Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Mogi das Cruzes, Brasil

e-mail: pauloapgomes@hotmail.com

Abstract: Calcium regulation is critical for normal heart function. The aim of this work was to study heart rate (f_C) and intraventricular pression (P) of isolated hearts from rats of different ages, under hipo and hypercalcemia. For that, calcium concentration $[Ca^{2+}]_e$ of the perfusion solution in a Langendorff type apparatus was changed from 1,5 mM to higher or lower values. Heart behaviour under these conditions was independent of rat age: P was zero when $[Ca^{2+}]_e \leq 0,1$mM, increased smoothly until $[Ca^{2+}]_e \sim 4,0$ mM and stabilized above that. Heart rate seemd to be independent of $[Ca^{2+}]_e$ for hipercalcemia but decreased slighly for lower $[Ca^{2+}]_e$. Young rats presented higher P and f_C than infant and adult rats.

Keywords: isolated heart; pressure; cardiac rate.

Introdução

A concentração de cálcio no plasma sangüíneo de mamíferos não é constante, mas geralmente se mantém dentro de uma faixa que não prejudica o funcionamento do organismo (faixa fisiológica). Quando, no entanto, a concentração de cálcio no plasma foge desta faixa, podem ocorrer diversos distúrbios: a baixa $[Ca^{2+}]$ ionizado do plasma, chamada de hipocalcemia, aumenta a excitabilidade das células nervosas e musculares e pode levar à tetania hipocalcêmica, que se caracteriza por espasmos no músculo esquelético; a alta $[Ca^{2+}]$ ionizado do plasma, chamada de hipercalcemia, pode reduzir a excitabilidade neuromuscular, gerar arritmias cardíacas, letargia, desorientação e até mesmo a morte [1].

Baseados na literatura sabemos que a pressão intraventricular desenvolvida por corações de ratos adultos aumenta com o aumento da concentração extracelular de cálcio, até um limite de aproximadamente 3,0 mM. Sabemos também que, corações de animais adultos em hipocalcemia têm a força de contração diminuida [2].

Não encontramos na literatura, entretanto, dados sobre a atividade mecânica de corações de animais jovens ou infantes quando expostos a concentrações de cálcio fora da faixa fisiológica. Como a dinâmica do cálcio difere significativamente em miócitos cardíacos durante o desenvolvimento do animal [3], não tínhamos, a princípio, razões para acreditar que o comportamento de corações de animais mais jovens devesse reproduzir o comportamento dos adultos.

Assim, nosso objetivo foi determinar como a freqüência cardíaca (f_C) e a pressão intraventricular (P) de corações isolados de ratos, em diferentes estágios de desenvolvimento, se comportam em situação de hipocalcemia e hipercalcemia.

Materiais e Métodos

Animais: Foram utilizados nos experimentos 24 ratos Wistar machos, separados em 3 grupos de diferentes faixas etárias: Adultos - 4 a 6 meses pesando entre 290-400g ; Jovens - 27 a 36 dias pesando entre 50-110g e Infantes - 13 a 17 dias pesando entre 20-40g .

Preparação da Amostra: Os animais foram sacrificados por concussão cerebral (técnica em acordo com o Canadian Council on Animal Care Rules, 1993) O coração era retirado e imerso em solução KH, de modo que o sangue saísse de suas câmaras e vasos. Em seguida, a artéria aorta era posicionada na cânula e amarrada a aproximadamente 2 mm da origem com o uso de um fio de algodão. Feito isto, o coração isolado era mergulhado na solução KH no compartimento inferior da câmara experimental. Antes de iniciarmos os experimentos um período de aproximadamente 30 minutos era esperado para estabilização.

Soluções Utilizadas**:** Nos experimentos utilizamos três soluções diferentes:

- Durante a limpeza do coração e no começo dos experimentos utilizamos solução de Krebs-Henseleit (KH) com a seguinte composição (mM): NaCl 126,4 ; KCl 4,6 ; KH_2PO_4 1,2; $MgSO_4$ 1,2; $NaHCO_3$ 13,6 ; $CaCl_2$ 1,5 ; GLICOSE 11,11 , pH 7,4 a 34 ºC, saturado com 95% de O_2 , 5% de CO_2.
- Para diminuição da $[Ca^{2+}]$ na solução de KH normal, utilizamos solução de KH, preparada sem adição de $CaCl_2$ (solução KH 0Ca)
- Para aumento da $[Ca^{2+}]_e$ utilizamos solução salina com concentração de 0,5 Molar de $CaCl_2$.

Montagem Experimental: A parte principal da montagem, a câmara experimental, foi projetada de modo a possibilitar a perfusão do coração isolado em circuito fechado. Ela é formada basicamente por dois compartimentos em acrílico, cada um com volume útil de aproximadamente 800 cm^3. O compartimento superior foi posicionado a uma altura de 750 mm do compartimento inferior, de forma que a pressão exercida

pela coluna da solução de KH que perfunde o coração fosse em torno de 60 mmHg.

Uma mangueira é utilizada para levar solução de KH do compartimento superior ao coração. No compartimento inferior, o coração, amarrado pela aorta em uma cânula de metal e perfundido retrogradamente, fica mergulhado em solução KH.

O fluxo da solução de KH entre os compartimentos ocorre em circuito fechado. Para tanto, utilizamos uma bomba peristáltica que bombeia a solução de KH do compartimento inferior até o superior.

Durante os experimentos, o borbulhamento da solução KH com carbogênio (mistura gasosa de 95% de O_2 e 5% de CO_2) foi realizado através de tubos colocados na tampa de cada compartimento, tubos estes ligados por mangueiras ao cilindro de gás.

O aquecimento da solução KH em 34 ºC (± 1ºC) foi realizado por 2 resistências posicionadas dentro de cada compartimento e alimentadas por uma fonte de tensão com aproximadamente 10V e 0,75 A.

A pressão desenvolvida pelo coração durante a contração é captada por um transdutor de pressão e convertida em um sinal elétrico. Um amplificador recebe esse sinal e o amplifica e filtra. Após ser amplificado, o sinal elétrico pode ser monitorado no osciloscópio e registrado em papel pelo registrador. A montagem desenvolvida (Figura 1) está detalhadamente descrita em [4].

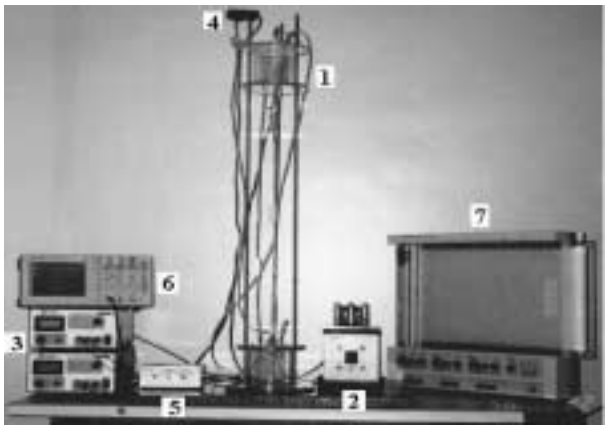


Figura 1: Montagem Experimental - (1) câmara experimental com seus compartimentos inferior e superior; (2) bomba peristáltica; (3) fontes para alimentação; (4) transdutor de pressão; (5) amplificador; (6) osciloscópio e (7) o registrador.

Protocolo Experimental: Para experimentos em hipocalcemia, retirávamos uma quantidade de solução conhecida do sistema pelos orifícios da tampa superior de cada compartimento, com auxílio de uma seringa, e diluíamos o restante com o acréscimo de solução KH $0CaCl_2$ dentro de cada compartimento, obtendo os valores de 1,0 , 0,5 e 0,1 mM de cálcio.

Para aumentar a $[Ca^{2+}]_e$, adicionávamos pequenos volumes de solução salina descrita acima na solução de perfusão, obtendo as concentrações de 2,0 , 3,0 , 4,0 e 5,0 mM.

Análise dos Dados: Os dados de P e f_C estão apresentados como média ± erro padrão da média (EPM). Os dados foram processados por Análise de Variância Bi-fatorial. Valores de $p \leq 0.05$ foram considerados indicativos de significância estatística.

Resultados

Hipocalcemia: Observamos, na Figura 2, que independentemente da idade dos animais, o comportamento da pressão é muito parecido. Os valores de pressão em 1,5mM e 1,0mM são parecidos, caindo em 0,5mM e chegando até zero em 0,1 mM.

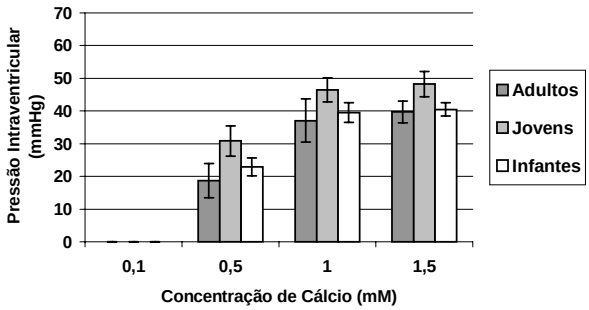


Figura 2: Pressão (Média ± EPM) em função da $[Ca^{2+}]$, para os 3 grupos etários (hipocalcemia).

Optamos por não incluir os valores obtidos com $[Ca^{2+}]$ = 0,1mM na realização da Análise de Variância Bi-fatorial pois, como todos estes valores eram iguais a zero, consideramos que sua inclusão poderia mascarar a resposta da questão que realmente nos interessa: há ou não uma queda contínua da P quando $[Ca^{2+}]$ diminui?.

As três hipóteses H_0 testadas e os resultados obtidos foram:

H_{01} - Não há diferença das médias da P entre as populações adulta, jovem e infante.
p é menor que 0,0005, rejeita-se $H_{01.}$

H_{02} - Não há efeito das diferentes concentrações de cálcio (1,5 mM; 1,0 mM e 0,5 mM) sobre a média da P.
p é menor que 0,0005, rejeita-se $H_{02.}$

H_{03} - Não há interação entre as idades e as concentrações sobre a P.
p é maior que 0,25, aceita-se $H_{03.}$

Para corações isolados de ratos adultos, jovens e infantes sujeito a hipocalcemia, a freqüência cardíaca não se modifica significativamente entre 1,5 e 0,5 mM. Os dados de f_c em 0,1mM também foram desconsiderados nos cálculos da Análise de Variância Bi-fatorial. A Figura 3 apresenta os resultados obtidos para a frequência.

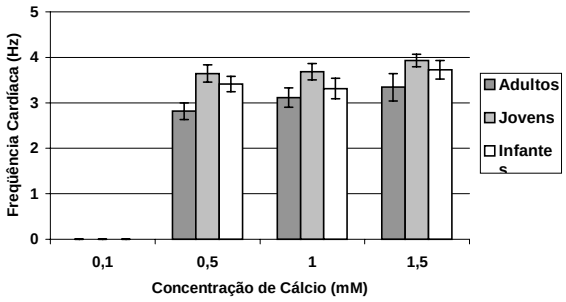


Figura 3: Variação da f_c (Média ± EPM) em função da $[Ca^{2+}]$, para os 3 grupos etários (hipocalcemia).

As três hipóteses H_0 testadas e os resultados obtidos foram:

H_{01} - Não há diferença das médias da freqüência cardíaca entre as populações adulta, jovem e infante.
p é menor que 0,0005, rejeita-se $H_{01.}$

H_{02} - Não há efeito das diferentes concentrações de cálcio (1,5 mM; 1,0 mM e 0,5 mM) sobre a média da freqüência cardíaca.
p é menor que 0,0005, rejeita-se $H_{02.}$

H_{03} - Não há interação entre as idades e as concentrações sobre a freqüência cardíaca.
p é maior que 0,25, aceita-se $H_{03.}$

Hipercalcemia: A pressão intraventricular parece aumentar gradativamente com o aumento da $[Ca^{2+}]_e$. Para animais adultos até o limite 3,0 mM e para animais infantes até o limite de 4,0 mM. A Figura 4 apresenta os resultados para P.

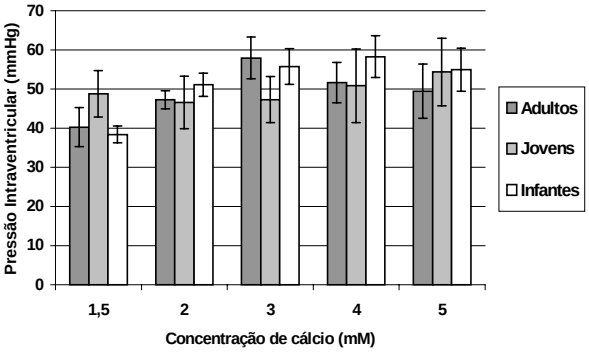


Figura 4: Pressão (Média ± EPM) em função da $[Ca^{2+}]$, para os 3 grupos etários (hipercalcemia).

As três hipóteses H_0 testadas e os resultados obtidos foram:

H_{01} - Não há diferença das médias da P entre as populações adulta, jovem e infante.
p é maior que 0,25, aceita-se $H_{01.}$

H_{02} - Não há efeito das diferentes concentrações de cálcio (1,5 mM; 2,0 mM; 3,0 mM 4,0 mM e 5,0 mM) sobre a média da P.
p é menor que 0,0005, rejeita-se $H_{02.}$

H_{03} - Não há interação entre as idades e as concentrações sobre a P.
p é menor que 0,0005, rejeita-se $H_{03.}$

Para corações isolados de ratos adultos, jovens e infantes sujeito a hipercalcemia, a freqüência cardíaca se mantém praticamente constante durante as modificações das $[Ca^{2+}]_e$. A figura 5 apresenta os resultados apresentados para f_c.

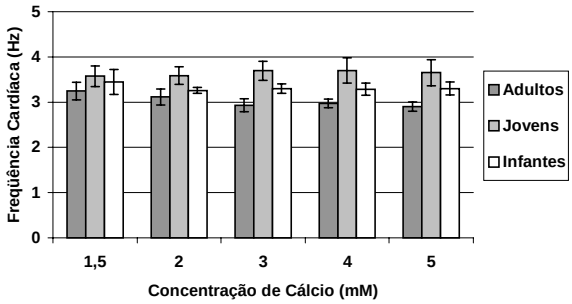


Figura 5: Variação da f_c em função da $[Ca^{2+}]$, para os 3 grupos etários.

As três hipóteses H_0 testadas e os resultados obtidos foram:

H_{01} - Não há diferença das médias da freqüência cardíaca entre as populações adulta, jovem e infante.
p é menor que 0,0005, rejeita-se $H_{01.}$

H_{02} - Não há efeito das diferentes concentrações de cálcio (1,5 mM; 2,0 mM; 3,0 mM 4,0 mM e 5,0 mM) sobre a média da freqüência cardíaca.
p é maior que 0,25 aceita-se $H_{02.}$

H_{03} - Não há interação entre as idades e as concentrações sobre a freqüência cardíaca.
p é menor que 0,0005 rejeita-se $H_{03.}$

Discussão

Iniciamos os trabalhos com ratos adultos, o que nos permitiu confrontar nossos resultados com dados da literatura. Observamos em nossos experimentos que a pressão de corações isolados de ratos adultos dependia fortemente da $[Ca^{2+}]$ na solução de perfusão, tendo um aumento com esta até valores próximos de 3,0 mM. A partir desta concentração, a pressão desenvolvida pelo coração isolado se mantinha constante, com uma pequena tendência de queda. Brooks e colaboradores [2] trabalharam com corações isolados de ratos Wistar adultos. Medindo a pressão em diferentes $[Ca^{2+}]_e$ (0,5 – 0,75 – 1,0 – 2,0 – 3,0 mM) eles também obtiveram que a pressão aumenta com o aumento da $[Ca^{2+}]_e$. Também trabalhando com corações isolados de ratos, Smith e

colaboradores [5] obtiveram para $[Ca^{2+}]_e \cong 3,0$ mM a pressão ~65 mmHg , valor ligeiramente superior ao medido por nós (58 ± 5 mmHg).

Observamos que a freqüência cardíaca dos corações isolados de ratos adultos se mantém estável, nas $[Ca^{2+}]_e$ de 0,5 – 5,0 mM. Este resultado concorda com dados da literatura [6].

A pressão intraventricular desenvolvida por corações isolados de ratos adultos, jovens e infantes diminui com a redução da $[Ca^{2+}]_e$, até que, com $[Ca^{2+}]_e$ = 0,1 mM a pressão intraventricular chega a zero, e os corações de todas as idades cessam suas atividades contráteis. Isso se dá pela falta do Ca^{2+} nas células e não pela falta do sinal elétrico oriundo do nódulo sinoatrial.

A freqüência cardíaca de corações isolados de ratos jovens é, para qualquer $[Ca^{2+}]_e$, superior a de adultos e infantes. Há também uma pequena queda da freqüência em qualquer dos grupos etários, quando $[Ca^{2+}]_e$ tende a valores baixos.

Tanto a pressão desenvolvida por corações isolados de ratos adultos como de infantes apresentaram um aumento suave com o aumento da concentração de cálcio até valores próximos de 3,0 mM. A partir desta concentração, as pressões desenvolvidas se mantiveram praticamente constante, com uma pequena tendência de queda. Já os corações isolados de ratos jovens tiveram um comportamento diferente, mantendo a pressão praticamente constante de 1,5 a 5,0 mM.

Com relação às freqüências cardíacas em altas concentrações de cálcio, a análise de variância bi-fatorial indica que há diferença estatisticamente significativa entre as populações de diferentes idades. Pelos gráficos podemos ver que, para todas as concentrações, a freqüência de corações isolados de ratos jovens é maior do que a dos demais. Não há efeito estatisticamente significativo das diferentes $[Ca^{2+}]_e$ sobre a média de f_C; as freqüências se mantêm praticamente constante com a variação da $[Ca^{2+}]_e$.

O coração é um órgão que se desenvolve de forma significativa após o nascimento do animal. Entre o nascimento do animal e sua maturidade, as células cardíacas têm suas dimensões aumentadas diversas vezes, e ainda mudam sua forma de elipsoidal para a forma aproximada de um paralelepípedo [7]. Elas se modificam também com relação à sua organização interna e sobretudo com relação às participações relativas dos diversos transportadores de cálcio. Apesar de tudo isto, segundo os dados aqui apresentados, o comportamento dos corações isolados em situações de hipo e hipercalcemia é praticamente independente da idade.

Conclusão

De um modo geral, considerando-se todos os resultados, podemos afirmar que:

- A pressão desenvolvida pelos corações isolados de ratos de qualquer idade depende da concentração de cálcio no meio externo;
- A pressão é zero quando $[Ca^{2+}]_e$ tem valores menores ou iguais a 0,1mM, sobe suavemente quando $[Ca^{2+}]_e$ se aproxima de valores fisiológicos (1,0 a 1,5 mM), continua a ter um aumento significativo até $[Ca^{2+}]_e$ próximas de 3,0 ou 4,0 mM e satura ou tem pequenos decréscimos acima destes valores, independentemente da idade;
- A freqüência cardíaca de corações isolados de ratos de qualquer idade parece ser quase independente da concentração de cálcio do meio externo;
- Ratos jovens desenvolvem pressão ligeiramente maior e têm freqüência cardíaca maior que adultos e infantes.

Agradecimentos

À FAEP/UMC e ao CNPq pelo apoio financeiro.

Referências

[1] BERNE, M.R., LEVY, N.M., *Fisiologia*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

[2] BROOKS W.W., CONRAD C.H., MORGAN J.P., "Reperfusion induced arrhythmias following ischaemia in intact rat heart: role of intracellular calcium" *Cardiovascular Research* 29:536-542, 1995.

[3] BASSANI R.A., BASSANI J.W.M., "Contribuition of Ca^{2+} transporters to relation in intact ventricular myocytes from developing rats", *Americam Jounal of Physiological Heart and Circulation Physiological* 282(**6**): H2406–H2413, 2002.

[4] DA SILVA F.J., Godoy C.M.G. e GOMES P.A.P., 'Montagem experimental para Estudos de Corações Isolados com Perfusão em Circuito Fechado' *Anais XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, São José dos Campos, Brasil, 2000, pp.150-152,2000.

[5] SMITH B.G., "Rapid adaptation of myocardial calcium homeostasis to short epsodes of ischemia in isolated rat hearts" *American Heart Journal* 131(**6**): 1106–1111, 1996.

[6] TOSAKI A., HEARSE J.D., "Protective effect of transiente calcium reduction against reperfusion-induced arrhythmias in rat hearts" *Cardiovascular Research* :H225–H232, 1987

[7 GOMES P.A.P., BASSANI R.A.; BASSANI J.W.M., "Electric field stimulation of cardiac myocytes during postnatal development" *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 48(**6**):630–636, 2001.

ESTUDO DE CASO DE INTERFERÊNCIA ELETROMAGNÉTICA CONDUZIDA EM EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO COM PARTE APLICADA

M. L. Pereira Filho, C. E. L. Neves

Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A. - IPT
Laboratório de Avaliação Elétrica , São Paulo, Brazil

e-mail: mleite@ipt.br

Abstract: Global commerce requires product certification. Electro-medical device standards in Brazil are derived from IEC standards. Compliance to electromagnetic compatibility requires testing by collateral standard IEC 60601-1-2. Switch mode power supply generates high levels of electromagnetic interference, and safety issues restrict filter capacitance, to achieve compliance it's necessary additional efforts. This paper presents a case study to control conducted electromagnetic interference from electro-medical equipment with switch mode power supply, addressing real world issues of filter circuits.

***Palavras Chaves*: Compatibilidade Eletromagnética, Interferência Eletromagnética, Fontes Chaveadas, Equipamentos Eletromédicos.**

Introdução

A normalização internacional na área de equipamentos eletromédicos (EEM) é baseada na série IEC 60601, constituída por uma norma geral, normas específicas para cada tipo de equipamento, e normas colaterais que se aplicam a todas as famílias. A norma colateral para Compatibilidade Eletromagnética (CEM) é a IEC 60601-1-2. No Brasil a normalização dos EEM é feita pela série de normas NBR IEC 60601 [1], que espelha a série original da IEC. O Ministério da Saúde baixou portaria regulamentando a concessão de registro para EEM e, para os equipamentos de alto risco e médio risco, condicionando a concessão apenas aos equipamentos em conformidade com estas normas. Na Europa, todos os EEM devem atender à diretriz 93/42/EEC e à de CEM 89/336/EEC, de forma que os fabricantes brasileiros interessados em exportar EEM para a Europa devem certificá-los segundo estas diretrizes (além de outras que possam ser aplicáveis).

É importante ressaltar o conceito central de CEM: O equipamento deve operar de forma segura em seu ambiente de instalação, emitindo ruído eletromagnético em níveis limitados e sendo imune às interferências existentes no local geradas por outros equipamentos no ambiente ou sistemas externos, por exemplo emissoras de radiodifusão.

Os EEM, por possuírem grande quantidade de dispositivos eletrônicos incorporados, utilizam geralmente fontes chaveadas para o fornecimento de energia a seus circuitos eletrônicos. As fontes de alimentação do tipo chaveadas são amplamente utilizadas em equipamentos eletrônicos ou aplicações de baixa potência, pois apresentam uma série de vantagens quando comparadas com fontes lineares de mesma potência, como: grande eficiência, baixo custo e dimensões reduzidas, tornando-as ideais para equipamentos eletrônicos cada vez mais miniaturizados.

Devido a sua elevada freqüência de operação, este tipo de fonte apresenta a desvantagem de gerar ruídos elétricos na forma conduzida e radiada, denominados Interferência Eletromagnética (IEM). Os níveis de emissão de IEM emitidos pelos equipamentos eletromédicos são regulamentados pela norma NBR IEC 60601-1-2 [2].

O objetivo deste trabalho é estudar um caso de EEM com fonte chaveada cujo projeto originalmente não levou em conta requisitos de CEM, e avaliar o efeito dos procedimentos usuais encontrados na literatura de referência, para a adequação dos níveis de IEM conduzida por equipamento eletromédico aos limites estabelecidos em norma, considerando-se as restrições impostas pelos níveis de corrente de fuga estabelecidos para equipamentos eletromédicos com partes aplicadas ao paciente.

Materiais e Métodos

Para o estudo dos níveis de IEM conduzida, foi avaliada uma fonte chaveada utilizada em equipamento médico com partes aplicadas ao paciente. A fonte é com arquitetura do tipo *flyback*, com freqüência de operação de 100 kHz e potência de 30 W. O esquema elétrico desta fonte é apresentado na Figura 1.

A fonte chaveada comporta-se basicamente como um conversor de tensão, transforma a tensão contínua (DC) procedente de um retificador em tensão pulsante alternada (CA) com frequência de dezenas de kHz.

O princípio de funcionamento consiste em retificar e filtrar inicialmente a tensão CA procedente da rede

elétrica e depois, por meio de um comutador eletrônico (transistor de chaveamento), acumular energia no primário do transformador com núcleo de ferrite enquanto a chave está fechada. Quando a chave abre, a energia é transferida para o secundário. Este ciclo é repetido com a frequência de chaveamento utilizada, no caso, 100 kHz.

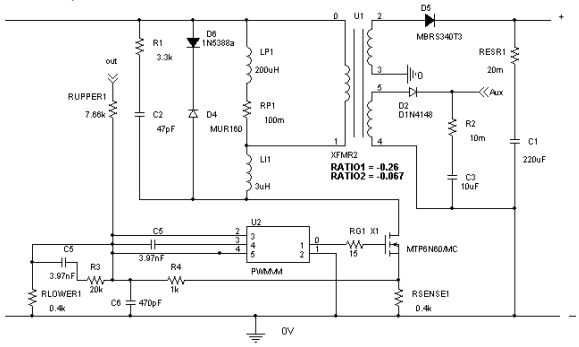


Figura 1: Esquema elétrico da fonte chaveada.

Para que a tensão de saída DC seja constante, existe um circuito de controle que detecta o nível de tensão e o corrige, caso necessário, aplicando uma tensão de erro no circuito do comutador. Este circuito é chamado de PWM – modulador de largura de pulso (*Pulse Width Modulation*).

Qualquer variação do valor de tensão de saída produz um reajuste na constante de tempo do oscilador que controla o comutador, compensando assim qualquer variação na saída devido às variações de carga ou de tensão de entrada.

Para as medições de IEM conduzida, a norma empregada em eletromédicos é a CISPR 11, onde é especificado um dispositivo chamado de LISN (*Line Impedance Stabilization Network*). A LISN tem a finalidade de suprimir o ruído proveniente da rede elétrica, extrair dos cabos de alimentação do Equipamento Sob Ensaio (ESE) a IEM injetada na rede elétrica e estabilizar a impedância do sistema em 50 Ω para os propósitos de medição [3] a [5]. O esquema elétrico da LISN, representado na Figura 2, indica um indutor L_T de 1,6 mH em série com o terra da rede elétrica [3].

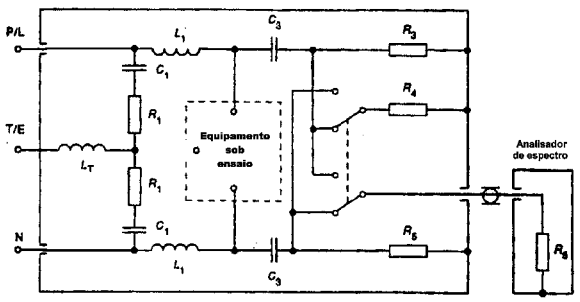


Figura 2: LISN - Esquema elétrico

As medidas de IEM conduzida foram realizadas com o ESE ligado à rede através da LISN, com um analisador de espectro como indicado na Figura 3.

Inicialmente foi levantada a curva de amplitude da IEM conduzida na faixa de 150 kHz até 30 MHz [3] com o ESE na configuração original de projeto, operando com máxima potência nominal e tensão de alimentação de 220 V/60 Hz. A Figura 4 apresenta a curva obtida.

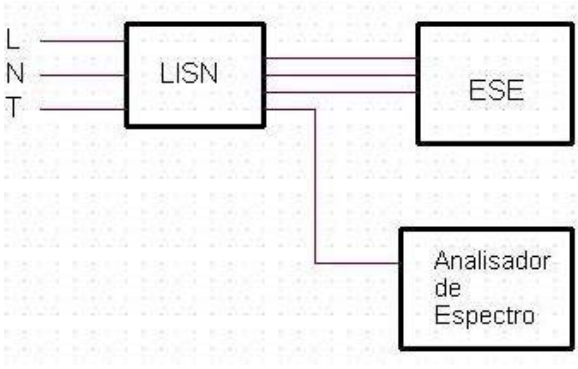


Figura 3: Arranjo dos equipamentos.

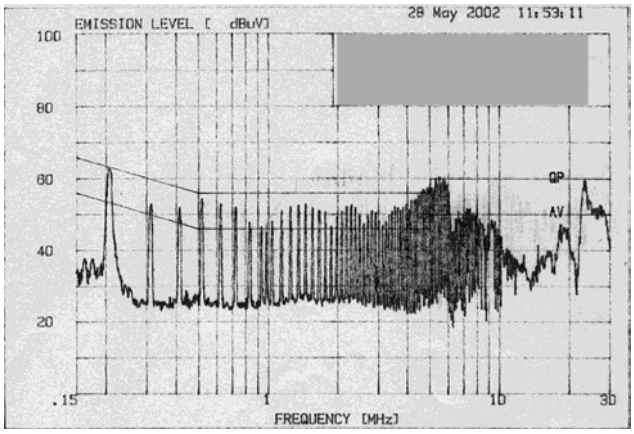


Figura 4: Curva de IEM conduzida

No traço da curva na faixa até 2 MHz nota-se a presença dos harmônicos da freqüência fundamental da fonte (100 kHz), sendo que a amplitude destes excede o nível médio máximo (*average*) estipulado em [3] para IEM conduzida nesta faixa de freqüência. A curva também excedeu os níveis médios máximos em diversas outras freqüências da faixa varrida.

Desta forma, optou-se por redimensionar os valores dos capacitores C_Y da fonte para o valor máximo de 1,1 nF devido ao critério de corrente de fuga estipulado em [1]. Os indutores de choque do filtro de entrada tiveram seus valores aumentados, sendo acrescido mais um indutor de choque ao filtro de entrada da fonte.

Com o ESE na mesmas condições da medida inicial, foi traçada uma nova curva de IEM conduzida para avaliação do impacto das modificações implementadas na fonte do equipamento. A curva apresentou melhoria nas freqüências mais altas da faixa, porém continuando a exceder o nível médio máximo na faixa de freqüência até 2 MHz.

Utilizando-se de uma presilha de corrente (*Current Clamp*) conectada ao analisador de espectro, foram realizadas medidas dos níveis de corrente nas fases do cabo de alimentação do ESE.

As medidas não indicaram a presença de corrente de modo comum (circulação de corrente das fases para o terra), entretanto constatou-se circulação de corrente no fio terra com harmônicos de mesma freqüência daqueles encontrados na curva de IEM conduzida, isto é, harmônicos da freqüência fundamental da fonte. Os modelos encontrados nos livros de referência da área [4] e [5] não explicam e nem citam esta hipótese.

Entretanto após análise do circuito elétrico da LISN proposto em [3], [4] e [5] e do esquema elétrico fornecido pelo fabricante, constatou-se que existe um indutor L_T de 1,6 mH em série com o fio terra da rede elétrica e o condutor de terra da saída para o ESE. Assim, ao invés dos sinais de IEM desviados das fases do equipamento pelos capacitores Cy localizados na fonte e a corrente de fuga da parte aplicada seguirem pela LISN até o fio terra da rede, estes retornavam pelas fases da própria LISN para o primário do transformador da fonte, devido ao valor da impedância de L_T, gerando assim o sinal medido pelo analisador de espectro mostrado na Figura 5.

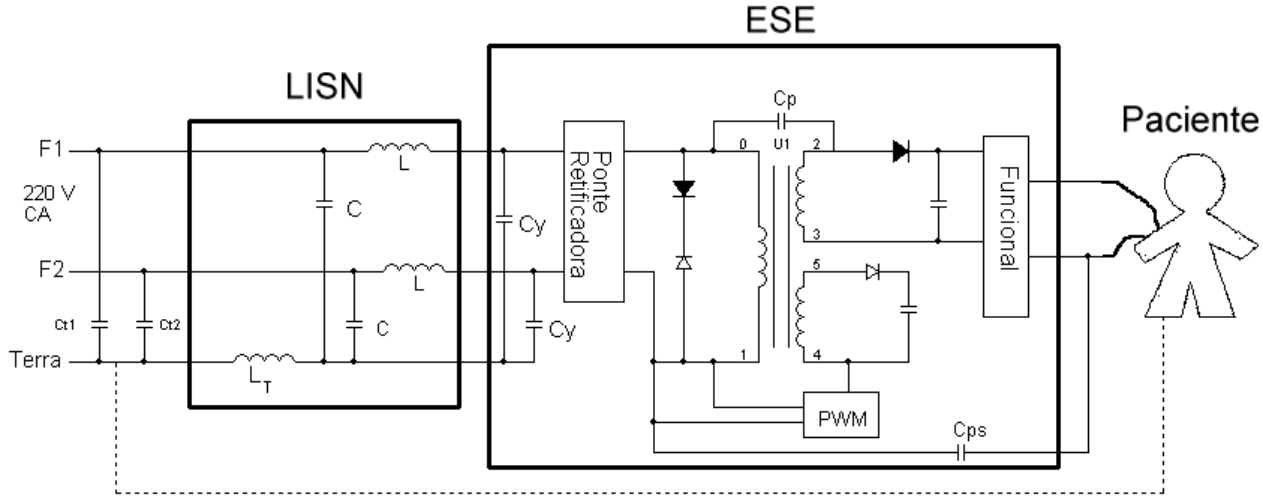


Figura 5: LISN / ESE / Parte Aplicada / Retorno.

A solução encontrada para o problema foi diminuir a capacitância existente entre o enrolamento primário e o secundário do transformador da fonte, de forma a minimizar a corrente infiltrada entre os enrolamentos do transformador. Optou-se por modificar a posição dos enrolamentos no transformador, alterando-se a seqüência de enrolamento das bobinas. Também foi acrescentada uma lâmina de cobre de forma a atuar como blindagem eletrostática externa no transformador.

Com o ESE na mesmas condições das medidas anteriores, foi traçada uma nova curva de IEM conduzida. Com as modificações implementadas no transformador, a curva apresentou melhorias significativas nas faixas com valores problemáticos. As Figuras 6 e 7 apresentam a curva de IEM traçada descrita anteriormente nas faixas de freqüência de 150 kHz a 2 MHz e de 10 a 20 MHz, obtidas no laboratório de pré-certificação do IPT.

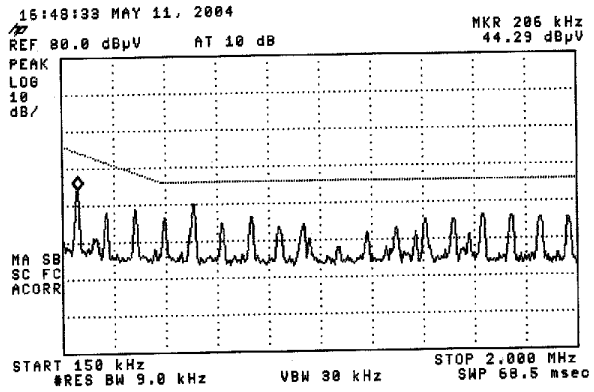


Figura 6: Curva IEM conduzida de 150 kHz a 2 MHz

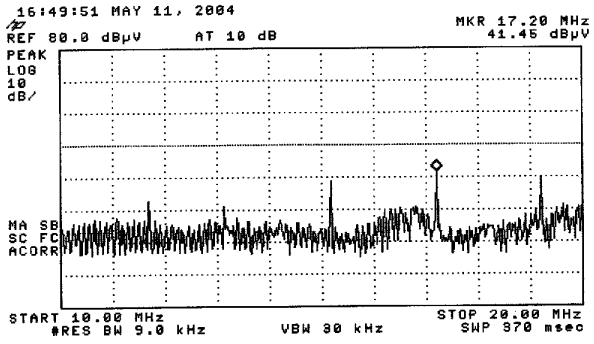


Figura 7: Curva IEM conduzida de 10 MHz a 20 MHz

Após a conclusão dos trabalhos de adequação o equipamento foi encaminhado para nova medição em laboratório certificado, obtendo-se a curva mostrada na Figura 8, onde todos os valores de IEM estão abaixo

dos limites de quase-pico e de média.

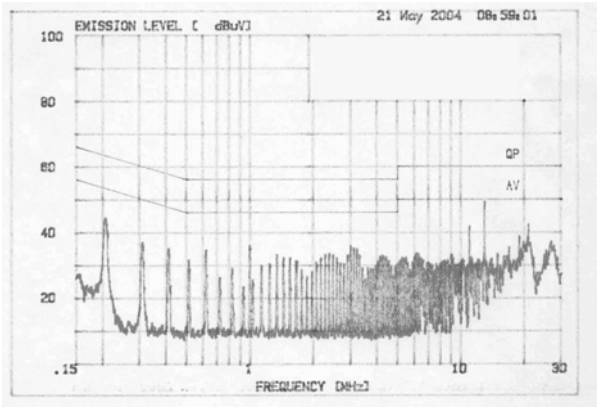


Figura 8: Curva de IEM conduzida após adequação

Discussão e Conclusão

O procedimento usual para a redução de IEM conduzida em circuitos de fontes descrito nos livros de referência da área [4] e [5] consiste em minimizar a saída de corrente de modo comum (corrente circulante entre as fases e o terra) utilizando filtros e/ou modificações no projeto do equipamento, não considerando os valores de corrente de retorno da parte aplicada como problema, pois não considera a existência do indutor Lt. Esta abordagem confunde o diagnóstico, tornando as medidas corretivas habituais pouco eficazes.

Equipamentos com parte aplicada estão sujeitos a restrições de corrente de fuga com valor máximo permitido de 100 μA. Isto implica em limitar o valor de C_{ps}, diminuindo sua eficácia em controlar o retorno pelo terra da rede elétrica da corrente de fuga que sai pela parte aplicada. Esta limitação implica em otimizar o projeto para reduzir as emissões geradas pela fonte, e não apenas tentar bloqueá-la com filtros. Ressalta-se que, por razões de segurança em condição de falha única, o capacitor C_{ps} deve ser dividido em dois capacitores em série, assegurando que, em caso de falha de um deles, ainda haja isolamento adequado da parte aplicada.

Embora pareça óbvio, deve-se ressaltar a importância do projeto da fonte considerar, desde o estágio inicial, os aspectos de IEM em confronto com os aspectos de segurança elétrica para a conformidade do equipamento com as normas vigentes. Durante a etapa de certificação o tempo envolvido é curto e os custos de adequação são elevados devido à locação de laboratórios com alto custo de infra-estrutura, comprometendo orçamento e cronograma de comercialização do produto.

Referências

[1] NBR IEC 60601-1, “Equipamento Eletromédico – Parte 1: Prescrições Gerais para Segurança”, 1994.

[2] NBR IEC 60601-1-2, “Equipamento Eletromédico – Parte 1: Prescrições Gerais para Segurança”, 2. Norma colateral: Compatibilidade Eletromagnética - Prescrições e Ensaios, 1997.

[3] IEC CISPR 11, “Industrial, scientific and medical (ISM) radio-frequency equipament – Electromagnetic disturbance characteristics – Limits and methods of measurement, Ed. 3.1, 1999-08.

[4] Wenston, David A., “Electromagnetic Compatibility: Principles and Aplications”, 2nd ed., New York: Marcel Dekker, Inc, 2001.

[5] Paul, Clayton R. “Introduction to Electromagnetic Compatibility”, New York:John Wiley and Sons, INC.,1992.

MODELO MATEMÁTICO PARA A DESCRIÇÃO DA DESFIBRILAÇÃO EM CORAÇÕES ISOLADOS DE RATOS: VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL

O. L. de Barros Júnior*, S. F. Freitas*, M. B. Ferri* e P.A.P.Gomes*

* Universidade de Mogi das Cruzes/Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Mogi das Cruzes, Brasil

e-mail: pauloapgomes@hotmail.com

Abstract: Cardiac defibrillation is a probabilistic phenomenon. The aim of this work is to present a mathematical model for the description of the defibrillation in isolated rat hearts, and validate it. Heart defibrillation was achieved by the application of electric current pulses without the use of contact electrodes, in order to allow the calculation of the defibrillation electric field (E). The Logistic Regression technique was applied to determine the Defibrillation Probability as a function of E. Afterward, the ability of this model in predicting the defibrillation probability for a given E was tested in independent experiments. Good agreement between predicted and experimental data confirms that the model can be used as a tool in defibrillation studies.
Keywords: Defibrillation, Fibrillation, Isolated Heart, Logistic Regression.

Introdução

A desfibrilação cardíaca é uma técnica utilizada na clínica com relativo sucesso, há várias décadas. Em uma situação real, entretanto, é impossível se afirmar se um dado pulso desfibrilatório será ou não efetivo na reversão da fibrilação. Isto se deve ao fato de que a desfibrilação é tipicamente um fenômeno probabilístico [1], ou seja, para as mesmas condições iniciais e para o mesmo estímulo, o coração pode ou não retornar ao ritmo sinusal, e isto ocorre com uma certa probabilidade.

Alguns autores têm representado a probabilidade de desfibrilação com expressões matemáticas que descrevem, com maior ou menor precisão, seus dados experimentais [2]. Acreditamos que um dos motivos que pode dificultar a descrição matemática do fenômeno é a dificuldade de se controlar parâmetros importantes quando se trabalha com humanos, e mesmo com animais *in vivo*.

Neste trabalho apresentamos dados obtidos na desfibrilação de corações isolados de ratos por campos elétricos uniformes, gerados em um volume condutor na forma de um paralelepípedo, no qual o coração está imerso. Trabalhando desta forma conseguimos controlar parâmetros como a impedância do meio e a distribuição do campo sobre o coração, o que seria difícil em um experimento *in vivo*.

O objetivo deste trabalho é mostrar como os dados experimentais da desfibrilação de corações isolados podem ser descritos pelo modelo de Regressão Logística e comprovar, com experimentos independentes, que as previsões obtidas com este modelo são satisfatórias.

Materiais e Métodos

Montagem Experimental: A montagem experimental foi detalhadamente descrita em [3]. Basicamente, temos (Figura 1) uma cuba de acrílico com parede dupla, que acomoda o coração isolado do animal, canulado pela aorta, submerso em solução de KH (descrita abaixo). Dentro da câmara estão posicionados também os eletrodos de captação e de estimulação.

A atividade elétrica do coração é captada pelos três eletrodos de prata cloretada, colocados dentro da câmara. O sinal é amplificado em um amplificador diferencial e monitorado através de um osciloscópio. Tanto o Fibrilador quanto o Desfibrilador (descritos abaixo) estão conectados aos eletrodos de estimulação, feitos de placas de aço inoxidável, presentes dentro da câmara. Estes não estão em contato direto com o coração; utilizamos a estimulação por campo, pois esta técnica permite maior controle dos experimentos do que a estimulação realizada com eletrodos de contato.

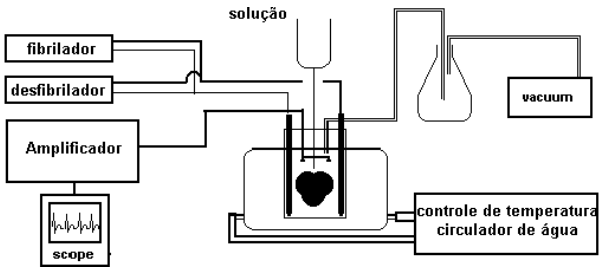


Figura 1: Montagem Experimental.

É sabido que choques de corrente alternada com forma senoidal (60 Hz) podem induzir à fibrilação ventricular [4]. O Fibrilador construído fornece um trem de ondas senoidais de 60Hz com intensidade ajustável por um VARIAC. A duração do trem é determinada por uma chave seletora, ligada a um circuito de ajuste de duração baseado em um monoestável, que dispara um sistema de chaveamento baseado em um OptoTRIAC. Com este equipamento podemos gerar trens de pulsos senoidais de 60 Hz de 0,5 , 1 , 2 , 5 e 10 segundos e

intensidade variável até 220 Volts, o que equivale a aproximadamente 10 Ampères entre os eletrodos de estimulação.

Para reverter a fibrilação ventricular submetemos o coração a pulsos desfibrilatórios quadrados, de alta corrente, de modo a podermos quantificar o campo elétrico desfibrilatório.

O Desfibrilador é baseado na descarga de um banco de capacitores através dos eletrodos de estimulação colocados na câmara experimental. A descarga é controlada por um MOSFET disparado por um circuito de ajuste de duração feito com um monoestável, disparado por uma chave tipo *pushbotton.*

Com o equipamento construído podemos gerar pulsos quadrados de 1ms, 3,2ms e 10ms e seis intensidade diferentes, sem recarregarmos os capacitores. A tensão máxima permitida para o banco de capacitores é de 300 Volts, o que, para as nossas condições experimentais, significa pulsos de até 15 Ampères.

Animais: Utilizamos nos experimentos 20 ratos Wistar machos adultos, de 4 a 6 meses de idade, pesando entre 330 - 470g. Os animais eram sacrificados por concussão cerebral (técnica aprovada pelo Canadian Council on Animal Care Rules, 1993). O coração era então retirado e imerso em solução KH, de modo que o sangue saísse de suas câmaras e vasos, em seguida a artéria aorta era canulada e amarrada a aproximadamente 2mm da origem com o uso de um fio de algodão. Feito isto, iniciava-se a perfusão e o coração era mergulhado em solução KH na câmara experimental, lá permanecendo por aproximadamente 30 minutos para estabilização.

Solução utilizada - Durante a limpeza do coração e em todos os experimentos utilizamos solução de Krebs-Henseleit (KH) com a seguinte composição (mM): NaCl 126,4 ; KCl 4,6 ; KH_2PO 1,2; $MgSO_4$ 1,2; $NaHCO_3$ 13,6 ; $CaCl_2$ 1,5 ; Glicose 11,11 , pH 7,4 a 34 ºC, saturado com 95% de O_2 , 5% de CO_2.

Protocolo para indução da Fibrilação: Após a estabilização do ritmo cardíaco, os parâmetros do fibrilador eram ajustados para a duração do pulso de 500ms e amplitude de 2V/cm. O trem de pulsos era aplicado e então verificávamos se a arritmia havia sido disparada. Uma vez induzida a fibrilação ventricular, aguardávamos 25 segundos para nos certificarmos de que a fibrilação se sustentava. Só então iniciávamos o protocolo de desfibrilação. Quando a FV não era induzida, ou não conseguia se sustentar, aplicávamos um novo pulso do fibrilador, variando a intensidade e/ou a duração do trem.

Protocolo para a Desfibrilação tipo *Step Up*: Este protocolo foi utilizado em 12 animais, 3 vezes em cada um deles. Antes de iniciarmos a indução da fibrilação ventricular, o banco de capacitores do desfibrilador já estava carregado e a duração do pulso ajustada para 3,2ms. Inicialmente, partíamos do pulso com a menor amplitude e, na medida em que o quadro arrítmico não era revertido, novos pulsos eram aplicados, com um aumento gradativo da amplitude.

Depois de 6 pulsos desfibrilatórios, caso a desfibrilação não fosse alcançada, recarregávamos o banco de capacitores com uma carga maior, de forma que o primeiro novo pulso fosse maior que o último pulso dado. Uma vez revertida a fibrilação, anotávamos a corrente do pulso que desfibrilou o coração, bem como aquela do maior pulso incapaz de fazê-lo. Calculávamos, utilizando a equação 1, os valores de campo elétrico (E) relacionados a estas duas correntes.

$$E = \frac{I_P}{A\sigma} \qquad \text{(Eq. 1)}$$

Onde:
E é a intensidade do campo elétrico dentro da câmara;
I_P é a corrente do pulso desfibrilatório;
A é a área dos eletrodos de estimulação e
σ é a condutividade da solução.

O Modelo de Regressão Logística: Em nosso experimento, a variável independente é o campo elétrico. A variável de resposta é binária, podendo assumir o valor 1 se o campo desfibrila o coração, e 0, se o campo é incapaz de desfibrilá-lo.

Quando temos um grupo experimental completo, obtemos vários valores de campo que desfibrilam e vários que não desfibrilam o coração (figura 2, pontos discretos).

Para campos baixos, nunca obtemos sucesso na desfibrilação. Para campos altos o sucesso ocorre sempre. Assim, o modelo matemático que procuramos deve, nestes extremos, assumir valores próximos a 0 e 1. Na faixa intermediária de campos devemos ter uma expressão matemática que nos dá uma Probabilidade de Desfibrilação em função do Campo Elétrico.

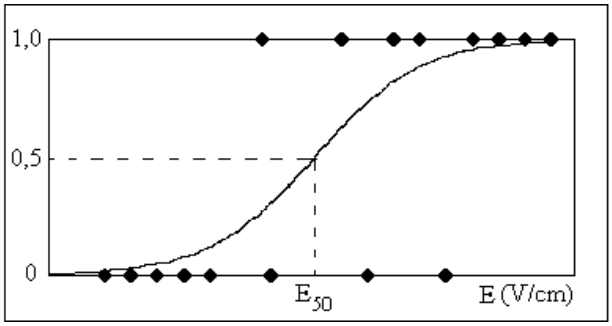


Figura 2: Representação dos dados de desfibrilação (pontos discretos) e da Curva de Regressão Logística (linha contínua).

Utilizamos a Regressão Logística (Figura 2, linha contínua) para obter a curva de Probabilidade de Desfibrilação, em função do Campo Elétrico [5]. A expressão utilizada para o ajuste é:

$$P(E) = \frac{1}{1 + e^{-k(E - E_{50})}} \qquad \text{(Eq. 2)}$$

onde:

E é o campo aplicado;
P(E) é a probabilidade de desfibrilação em função de E;
E_{50} é o campo para o qual a probabilidade é 50%;
k é está relacionado à derivada da curva no ponto onde $E = E_{50}$ por:

$$k = 4.\frac{dP(E)}{dE} \qquad \text{(Eq. 3)}$$

E_{50} e k são os parâmetros obtidos após o ajuste da curva aos pontos experimentais.

Validação do modelo de regressão logística: Para validação do modelo foram escolhidos alguns valores de campo da curva obtida, valores estes que eqüivaleriam a 20%, 50% e 80% de probabilidade de sucesso na desfibrilação.

Após a indução da fibrilação, o pulso era dado com o valor de campo estabelecido e era observado apenas se o coração desfibrilava ou não com o campo elétrico aplicado.

Foram utilizados 8 corações. Para cada um deles, a fibrilação foi induzida 15 vezes e foram realizadas 5 tentativas de desfibrilação com cada valor de campo. Calculamos, então, a proporção de sucessos na desfibrilação para cada um dos pulsos.

Para testarmos a validade do modelo matemático, e sua capacidade de prever a probabilidade de desfibrilação para um dado valor de campo, utilizamos a Aproximação Normal para o Teste Binomial [6]. Consideramos $P<0,05$ como condição para rejeitar a hipótese nula.

Resultados

A Figura 3 apresenta os resultados obtidos com os experimentos de desfibrilação tipo *Step Up*, para os 12 corações. Aplicando a técnica de Regressão Logística, obtivemos a curva de Probabilidade de Desfibrilação em função de E. Os valores de k e E_{50} obtidos a partir da Regressão Logística foram: E_{50} = 5,4V/cm e k = 2,5cm/V.

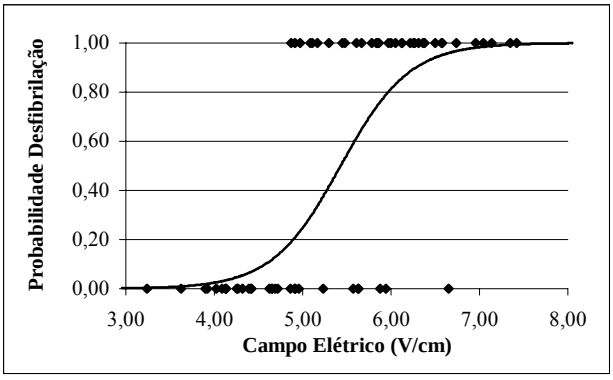


Figura 3: Dados experimentais e curva de Regressão Logística obtida a partir deles. E_{50} = 5,4V/cm e k = 2,5cm/V.

Realizamos a validação do modelo matemático testando a capacidade da curva de regressão logística, obtida a partir do ajuste dos dados experimentais, de prever valores de probabilidade de desfibrilação, para 8 corações isolados. Os valores de campos aplicados foram: 4,9; 5,4 e 5,9 V/cm. Estes campos eram, segundo a Regressão Logística, equivalentes a E_{20}, E_{50}, e E_{80}, respectivamente. Na Figura 4 podemos observar a proporção acumulada de sucessos de desfibrilação durante estes experimentos.

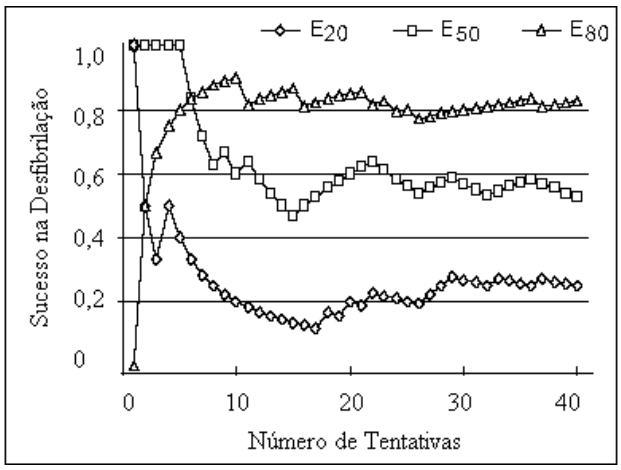


Figura 4: Proporção acumulada de sucessos no processo de desfibrilação para os campos E_{80}, E_{50}, e E_{20}. Foram realizadas 40 tentativas de desfibrilação para cada campo.

Na Figura 5 podemos observar a curva de regressão e também os dados experimentais de proporção acumulada de sucessos no processo de desfibrilação. Obtivemos uma proporção de sucesso de 0,25 , 0,53 e 0,83 , respectivamente para E_{80}, E_{50}, e E_{20}.

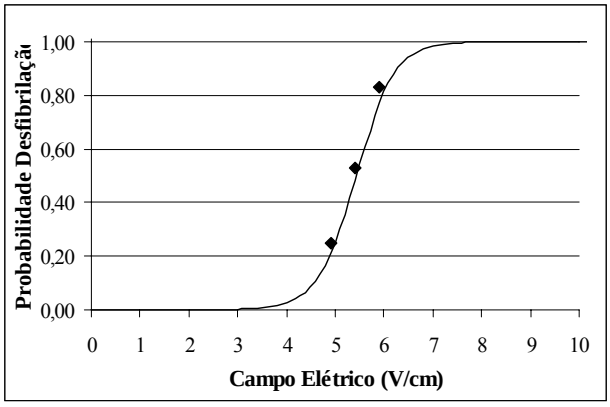


Figura 5: Curva de Regressão Logística e dados experimentais de proporção acumulada de sucessos no processo de desfibrilação.

Ao aplicarmos a Aproximação Normal para o Teste Binomial, obtivemos valores de P iguais a 0,25, 0,53 e 0,43 , mostrando que a curva obtida pela técnica de Regressão Logística descreve satisfatoriamente o fenômeno de desfibrilação por campo.

Discussão

Obtivemos dados relativos a campos desfibrilatórios com 12 corações de animais adultos. Fizemos o ajuste dos dados obtidos utilizando a regressão logística, técnica esta que nos permite prever a probabilidade de desfibrilação para um determinado campo elétrico aplicado ao coração.

Este modelo previa uma estreita faixa de transição entre campos incapazes de desfibrilar os corações e campos capazes de fazê-lo. De 20% a 80% de sucesso o campo deveria variar somente de 4,9 a 5,9 V/cm ou seja: 5,4$\pm$ 0,5 V/cm.

O modelo aplicado foi testado para confirmarmos se a curva de probabilidade previa a probabilidade de desfibrilação de forma satisfatória ou não. Foram testados os valores de campos cujas probabilidades de sucesso eram, segundo o modelo, 20%, 50% e 80%. As figuras 5 e 6 mostram os resultados obtidos.

A partir destes resultados acreditamos ter motivos suficientes para afirmar que a Regressão Logística é apropriada para a descrição do fenômeno da desfibrilação em corações isolados de ratos, quando a grandeza física analisada é o campo elétrico aplicado.

Conclusão

O Modelo de Regressão Logística se mostrou apropriado para descrever uma curva de Probabilidade de Desfibrilação a partir dos dados obtidos. Este modelo foi testado e validado por experimentos independentes.

Agradecimentos

À FAEP/UMC, à CAPES e ao CNPq pelo apoio financeiro.

Referências

[1] CHURCH T., MARTINSON M., KALLOK M. and WATSON W., "A model to evaluate alternative methods of defibrillation threshold determination" *PACE*. 11:2002-2007,1988.

[2] DAVY J.M., FAIN E.S. and DORIAN P., "The relationship between successful defibrillation and delivered energy in open-chest dogs. reappraisal of the " defibrillation threshold" Concept*"*. *Am. Heart J.* 113(**1**):77-84, 1987.

[3] GOMES P.A.P., BARROS JUNIOR O.L. FERRI M.B. and FREITAS S.F., "Montagem exerimental para estudos de fibrilação e desfibrilação em corações isolados de ratos", *Anais XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, São José dos Campos, Brasil, 2000, pp.223-227,2000.

[4] TOVAR O.H. and JONES J.L., "Relationship between "Extension Of Refractoriness" and probability of successful defibrillation", *Am. J. Physiol*. 272 (**22**): H1011-9, 1997.

[5] MONTGOMERY, D.C. AND RUNGER, G.C. Applied statistics and probability for enginners. 3th ed., Arizona : John Wiley and Sons, 2003. 706 p.

[6] ZAR, H. J. *Bioestatistical Analisis*. 4^0 ed., New Jersey: Prentice Hall, 1999. 663 p.

METODOLOGIA DE PRÉ-PROCESSAMENTO BASEADA NA CORREÇÃO DO EFEITO HEEL APLICADA EM IMAGENS RADIOGRÁFICAS DA MÃO

C. J. Olivete, E. L. L. Rodrigues e M. Z. Nascimento

USP, Escola de Engenharia de São Carlos, Depto. de Engenharia Elétrica, São Carlos, SP, Brasil.

e-mail: olivete@sel.eesc.usp.br

Abstract: This work presents a methodology to act in the phase of preprocessing in radiographics images of the hand. Initially an algorithm is used to correct the heel effect, which provides a correction of the illumination in the background of the images. After that, some methods for adjustment, thresholding and correction of the original images are applied. Finally a comparative study through the application of the methods of thresholding in the images is presented.
***Keywords*:Carpal Analysis, Heel Effect, Computer Vision, Thresholding.**

Introdução

O processamento de imagens digitalizadas de radiografias da mão possibilita a obtenção de diagnósticos computadorizados com base na na interpretação de características dos ossos da mão, cujo procedimento auxilia no acompanhamento do processo de crescimento humano. Utilizando imagens em nível de cinza, um dos processos mais simples para isolar os ossos do tecido da mão pode ser baseado nos níveis distintos que os pixels correspondentes a cada região das imagens apresentam. Porém, esse procedimento simples é comprometido pela distribuição irregular de intensidade dos raios-X, pois ocasiona uma iluminação não uniforme no fundo das imagens. Este efeito é conhecido por efeito *heel* [1].

A distribuição de intensidade depende do posicionamento relativo do dispositivo de gravação em relação à fonte dos raios-X, podendo variar não uniformemente entre 75% e 125%. Essa variação faz com que algumas partes do filme sejam pouco sensibilizadas, enquanto outras sejam sensibilizadas em excesso, prejudicando o contraste necessário para a obtenção de uma boa imagem [2].

Para a realização deste trabalho foram analisadas imagens de radiografias da mão esquerda (150 imagens de um banco que está sendo construído no Departamento de Engenharia Elétrica da USP - São Carlos), de pacientes com idade entre 7 e 18 anos. Essas radiografias foram obtidas em um aparelho convencional, utilizando valores padrão para esse procedimento, ou seja, tensão de 45 Kv, corrente de 0.3 mA e distância foco-filme de 1 m, considerando ainda o feixe de raios-X dirigido perpendicularmente ao centro do filme.

Como as diferenças de intensidade presentes no fundo das imagens dificultam o uso de técnicas simples de pré-processamento, como, por exemplo, a aplicação de métodos clássicos de *thresholding*, este trabalho apresenta resultados da real influência do efeito *heel* em imagens digitalizadas de radiografia carpal, mostrando o desempenho de métodos clássicos de *thresholding* com e sem correção do efeito *heel* e também mostra uma metodologia eficiente que pode ser utilizada na fase de pré-processamento de imagens digitalizadas de radiografias da mão, para auxiliar o acompanhamento clínico do crescimento humano.

Metodologia

Nos itens a seguir são descritos os métodos para a obtenção da área padrão, o algoritmo para a correção do efeito *heel*, o método para o ajuste da imagem e os métodos de *thresholding*.

Os algoritmos foram implementados na linguagem de programação C++, sendo utilizado o ambiente de programação C++ Builder versão 5.0.

a) Obtenção da área padrão

A área padrão corresponde à medida de cada osso da imagem original, e é utilizada para realizar a comparação com a área obtida ao final do processamento. Da imagem original são analisadas 19 áreas as quais correspondem aos ossos das falanges e metacarpos. Os ossos do punho não foram considerados como áreas para comparação, pois alguns apresentam imagens sobrepostas, tornando-se difícil a tarefa de isolar suas áreas correspondentes.

Após a escolha desses ossos, foi desenvolvido um procedimento para calcular a área de cada uma das 19 regiões, as quais podem ser vistas na Figura 1. O procedimento desse algoritmo é descrito abaixo:

- Inicialmente, foram isoladas manualmente as 19 regiões de interesse;
- Cada linha de cada região é considerada um conjunto de valores e para cada conjunto são calculados a média e o desvio padrão. Todos os pixels do conjunto que possuírem valores de níveis de cinza dentro do intervalo que compreende a média e o desvio padrão para mais ou para menos, serão considerados pertencentes ao osso. Os pixels restantes serão considerados como pertencentes ao fundo da imagem e ao tecido da mão, sendo assim eliminados;

- Após a eliminação, é feita uma contagem dos pixels que pertencem ao osso e este valor será interpretado como "área" de cada osso e, é armazenado para a comparação posterior.

b) Algoritmo para correção do efeito *heel*

O efeito *heel* é um fenômeno que produz uma redução na intensidade dos raios-X, gerando uma iluminação não uniforme em certas partes da imagem [1]. Embora este efeito possa ser facilmente corrigido pelo sistema de percepção da visão humana, essa presença complica o uso de técnicas de pré-processamento. Para eliminar as variações da não uniformidade encontrada na região de fundo foi aplicado um algoritmo desenvolvido por Nascimento et al.[2], baseado na simulação computacional da distribuição da intensidade de radiação, desenvolvido por Marques[3], que permite corrigir nas imagens radiográficas, as variações das densidades causadas pelo efeito *heel*.

c) Ajuste da imagem

Após a eliminação do comportamento não uniforme no fundo das imagens, são aplicados filtros de suavização, para eliminar (ou atenuar) pequenos ruídos que possam ter restado nas imagens [4]. O filtro de suavização utilizado foi a da média por vizinhança 11 x 11.



Figura 1: Imagem original [5]

Após a suavização, o resultado é armazenado em uma imagem auxiliar e em seguida, é feita a subtração desta auxiliar com a imagem original. A imagem original torna-se a imagem resultante dessa operação.

d) Métodos de *thresholding*

Um método eficiente de *thresholding* (limiarização) deve ser capaz de fornecer automaticamente um valor (limiar) para o qual todos os pontos com valores de intensidade inferior a este devam ser eliminados [4]. Esta etapa da limiarização é utilizada para eliminar os pixels que não pertençam aos ossos.

Os métodos de *thresholding* implementados são os métodos clássicos de aplicação genérica, porém buscou-se implementar métodos de enfoque global e métodos de enfoque local:

-"Otsu" [6]: o valor do limiar é obtido globalmente, supondo que os pontos da imagem podem ser classificados em duas classes que são o fundo e o objeto, considerando as variâncias entre as classes e a variância total;

-"Pun" [6]: é baseado na teoria da informação, que se baseia na premissa de que a geração de informação pode ser modelada como um processo probabilístico. Por esta teoria define-se a entropia do objeto e do fundo da imagem e o limiar global é obtido calculando o argumento máximo entre estes dois valores da entropia;

-"Niblack" [6]: o valor do limiar é obtido de forma adaptativa através da análise do valor da média e do desvio padrão nas regiões da imagem (enfoque local);

-"Rosenfeld" [6]: o limiar adaptativo é obtido através de duas análises: uma pixel a pixel, para a obtenção das probabilidades de intensidade de cada pixel e uma segunda análise para a qualificação da compatibilidade dos mesmos de cada região (enfoque local).

Resultados

Inicialmente foi obtida a área padrão de cada osso em cada imagem original. Em seguida, foram aplicados os algoritmos de ajuste e todos os métodos de *thresholding* implementados, e obtidas as áreas resultantes de cada osso na imagem antes e depois da correção do efeito *heel*.

Para efeito de cálculo da área resultante de cada osso, foram computados como pixels pertencentes a cada osso, todos aqueles não pertencentes ao fundo da imagem, respeitando-se a mesma fronteira entre os ossos, anteriormente utilizada, para o cálculo da área padrão.

A Figura 2 ilustra o resultado da aplicação do método utilizando *thresholding* de Otsu sobre uma imagem ajustada (suavizada), porém sem a correção do efeito *heel*.



Figura 2: Imagem processada sem correção do efeito *heel* – Aplicado o Método de *thresholding* de Otsu

Na Figura 3 é apresentado o resultado da aplicação do mesmo método utilizando thresholding de Otsu sobre a imagem original (Figura 1), porém depois da aplicação do algoritmo de correção do efeito *heel*.



Figura 3: Imagem processada após correção do efeito *heel* – Aplicado o Método de *thresholding* de Otsu

Após a obtenção das imagens processadas com e sem correção do efeito *heel*, como se pode observar o exemplo nas Figuras 2 e 3, foram medidas as áreas resultantes de cada um dos 19 ossos e comparadas com as áreas padrões da Figura 1 (original). Com esses dados foram construídas tabelas de comparação em forma percentual, como no exemplo mostrado na Tabela 1, mostrando qual a porcentagem da área encontrada com relação à área original.

Tabela 1 – Porcentagem da área encontrada com relação à área original.

Osso	Figura 2	Figura 3
1	110,78%	90,53%
2	142,28%	103,65%
3	284,87%	112,70%
4	95,84%	79,56%
5	117,00%	94,77%
6	192,54%	99,61%
7	287,47%	104,82%
8	96,97%	72,43%
9	102,04%	87,19%
10	146,84%	99,27%
11	306,46%	117,71%
12	116,58%	83,96%
13	102,56%	84,77%
14	122,17%	95,13%
15	268,55%	102,93%
16	118,48%	88,23%
17	109,10%	91,07%
18	160,34%	100,57%
19	318,15%	115,66%
Média	168,37%	96,03%

A aplicação do método de Otsu sobre a imagem sem correção do efeito *heel* resultou em uma média de 168,37% de área, significando que as áreas calculadas foram em média 68,37% maiores que a imagem original (Figura 2) em virtude da presença do tecido da mão. Já quando o método foi aplicado sobre uma imagem sem a presença do efeito *heel*, o método conseguiu obter uma média de 96,03%, perdendo apenas 3,97% (Figura 3) da totalidade de pixels da imagem original (Figura 1) e em regiões que não comprometem o bom desempenho do método.

Atualmente existem trabalhos que buscam resultados analisando apenas as falanges do 3º dedo da mão [7]; ossos representados pelos números 9, 10 e 11 na Figura 1. Para mostrar a eficiência dos métodos quando aplicados nestas três regiões de interesses, foram gerados gráficos para analisar as imagens antes e depois da correção do efeito *heel*. O gráfico da Figura 4 ilustra a média percentual dessas três áreas encontradas com os métodos de *thresholding* aplicados nas imagens sem correção do efeito *heel*.

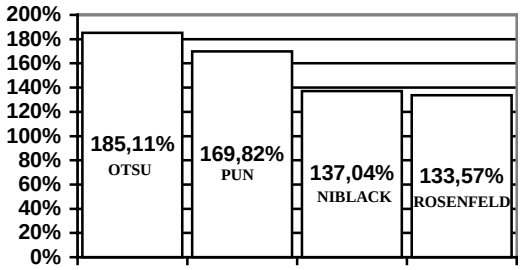


Figura 4: Média percentual das três falanges encontradas na imagem processada (Figura 2) sem correção do efeito *heel.*

Analisando o gráfico da Figura 4, nota-se que todos os métodos de limiarização encontraram valores percentualmente elevados para estas três falanges, variando entre 33% a 85% além do tamanho original (Figura 1). Já o gráfico da Figura 5 ilustra a média percentual dos métodos de *thresholding* aplicados nas falanges após a correção do efeito *heel*.

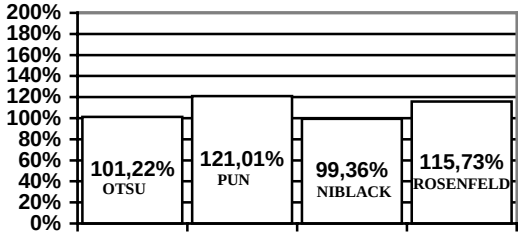


Figura 5: Média percentual das três falanges encontradas na imagem processada (Figura 3) com correção do efeito *heel.*

Observando o gráfico da Figura 5, nota-se que o método adaptativo de Niblack encontrou um resultado percentual próximo do ideal, perdendo apenas 0,64% da totalidade de pixels da imagem original (Figura 1).

Para medir a eficiência de cada método de *thresholding* quando aplicado nas imagens com e sem efeito *heel*, foram gerados gráficos individuais para cada osso e para cada método e em seguida, foram calculadas as médias em cada mão. O gráfico da Figura 6 ilustra a média percentual geral das áreas encontradas com os

métodos de *thresholding* aplicados nas imagens sem correção do efeito *heel*.

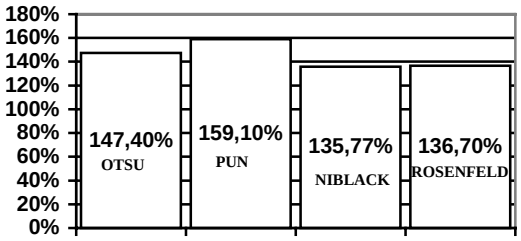


Figura 6: Média percentual de todas as áreas nas imagens processadas sem correção do efeito *heel*

O gráfico da Figura 6, mostra que nenhum dos métodos de limiarização foi capaz de binarizar a imagem com um resultado que pudesse ser considerado satisfatório. Em todos os casos as áreas encontradas foram percentualmente elevadas quando comparadas às áreas originais, com valores variando entre 35% a 59% além do tamanho original. Já o gráfico da Figura 7 ilustra a média geral dos métodos de *thresholding* aplicados nas imagens após a correção do efeito *heel*.

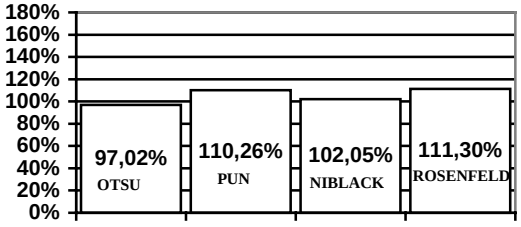


Figura 7: Média percentual de todas as áreas nas imagens processadas com correção do efeito *heel*.

Analisando o gráfico da Figura 7, verifica-se que dois dos métodos de limiarização conseguiram obter uma boa média em relação à imagem original: os métodos de Otsu e de Niblack, onde apresentaram uma média entre 97 e 102% respectivamente.

Discussões e Conclusões

Com o algoritmo de correção do efeito *heel* foi possível eliminar todas as variações de intensidade do fundo das imagens. O algoritmo de ajuste da imagem também foi muito importante, eliminando (ou atenuando) pequenos ruídos que prejudicavam a aplicação dos métodos de limiarização implementados.

Os métodos de limiarização globais de Otsu e Pun foram escolhidos porque encontram um único valor de limiar para toda a imagem, e por isso mostram de uma forma efetiva o resultado da correção do efeito *heel* nas imagens. Já os de Niblack e Rosenfeld são métodos adaptativos e encontram um valor de limiar para cada região da imagem, de onde se esperavam resultados de áreas não muito discrepantes entre as imagens com e sem correção do efeito *heel*, o que de certa forma ocorreu. Em todas as imagens, os métodos de Otsu e de Niblack foram os mais eficientes e, quando aplicados nas imagens corrigidas conseguiram obter uma boa média em relação à imagem original, podendo ser observado no gráfico da Figura 7. Já o método de Rosenfeld, apresentou o pior resultado entre todos os métodos implementados, acrescentando 11% de área a mais com relação às imagens originais. Com base nos resultados alcançados, pode-se concluir que a correção do efeito *heel* realmente representa grande benefício para outros estágios de processamento em imagens radiográficas da mão.

Alguns problemas foram encontrados e precisam ser solucionados para que a metodologia possa de fato ser utilizada em sistemas automáticos de pré-processamento de imagens radiográficas da mão. Um deles foi encontrado nos resultados da limiarização de Otsu, onde algumas regiões dos ossos foram parcialmente perdidas. Para solucioná-lo, está sendo elaborado um algoritmo para recuperar estas áreas invadidas. E, por fim, será feito um procedimento para automatizar o processo de isolamento das regiões de interesse, que atualmente é feito manualmente.

Referências

[1] BEHIELS, G.; MAES, F.; VANDERMEULEN, D.; SUETENS, P., 'Retrospective Correction of the Heel Effect in Hand Radiographs', *Medical Image Analysis*, v. 6, pp. 183 – 190, 2002.

[2] NASCIMENTO, M. Z.; FRÈRE, A. F.; MARQUES, M. A.; RODRIGUES, S. C. M., 'Subtraction of images for automatic determination of center of the radiation field', Proc. 25 th Annual International Conf. of the IEEE Eng. in Medicine and Biology Society, Cancún, México, 2003, pp. 937-940, 2003.

[3] MARQUES, M. A., 'Simulação Computacional de Parâmetros Importantes de Sistemas Radiológicos', São Carlos, Tese (Doutorado) – Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, 1998.

[4] GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E., *Digital Image Processing Techniques*, Addison Wesley, New York, 1993.

[5] TAVANO, O., 'Radiografias Carpal e Cefalométrica como Estimadores da Idade Óssea e do Crescimento e Desenvolvimento', Bauru – Brasil, 2001.

[6] PARKER, J. R., *Algorithms for Image Processing and Computer Vision*, John Wiley & Sons, New York, 1996.

[7] SATO, K.; MITANI, H., 'Bone age used as parameter was calculated by both Tanner-Whitehouse 2 (TW2) by CASMAS (Computer Aided Skeletal Maturity Assessment System)', The 99th annual session of American Association of Orthodontics, USA, 1999.

ANÁLISIS MEDIANTE UN MODELO ELÉCTRICO DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR HUMANO DE LOS CAMBIOS OCURRIDOS EN EL CICLO PRESIÓN VOLUMEN VENTRICULAR IZQUIERDO EN ENFERMEDADES VALVULARES

Katerina C. Gómez Pérez[1], Antonio J. D'Alessandro Martínez[2], Miguel Rodríguez Cely[1]

1-Universidad Simón Bolívar, Departamento de Tecnología Industrial, Sartenejas, Venezuela
2- Universidad Central, Escuela Luis Razetti, Caracas, Venezuela

kgomez@usb.ve

Abstract: Cardiac valve disease significantly alters ventricular pressure and volume relationships during the cardiac cycle. A convenient way to analyze cardiac pressure and volume changes is by using ventricular pressure-volume loops. Therefore in this article we obtained with an electrical model of the human cardiovascular system the graphics of the PV loop for the following defects: mitral stenosis, aortic stenosis, mitral regurgitation and aortic regurgitation. The graphics were compared with graphics of the PV loop of the specialized literature and obtained the correspondent conclusions.

Key Words: Ventricular pressure-volume loop, valve disease.

Introducción

Las valvulapatías son alteraciones de las válvulas cardíacas causadas por diversas afecciones, que condicionan una alteración en su funcionamiento normal y pueden producir incompetencia o estenosis [1].
Se denomina estenosis a la disminución de la capacidad de apertura de una válvula lo que provoca una dificultad al paso de la sangre a través de ella, e insuficiencia o regurgitación al cierre incompleto de una válvula, lo que permite el reflujo de cierta cantidad de sangre [1].
Los defectos valvulares pueden afectar las cuatro válvulas del corazón, siendo en general más frecuentes y graves los de la válvula mitral y aórtica, que son las elegidas en este trabajo para analizar los cambios que ocurren en el ciclo presión volumen.
En general las valvulopatías provocan:
- Disminución del flujo sanguíneo bombeado por el corazón por dificultad al paso en la estenosis o por el volumen de sangre que refluye en la insuficiencia [1].
- Aumento de presión en la cámara cardíaca que se encuentra por delante de la valvulopatía, lo que provoca hipertrofia o dilatación de esa cavidad por aumento de la presión necesaria para vencer la estenosis o por el volumen de sangre extra que refluye en cada latido en el caso de una insuficiencia [1].
Además una valvulopatía puede producir aumentos sostenidos o exagerados de la precarga o la poscarga, dificultar el llenado ventricular y determinar distintos grados de deterioro de la contractilidad o la distensibilidad [2].

Valvulopatías a simular

Estenosis mitral: La estenosis mitral es el resultado de la dificultad en la apertura de la válvula mitral, inhibiendo el paso de flujo sanguíneo desde la aurícula izquierda hasta el ventrículo izquierdo durante la diástole ventricular.
Estenosis aórtica: La estenosis aórtica inhibe el paso normal de flujo sanguíneo desde el ventrículo izquierdo a la arteria aorta durante la expulsión ventricular
Insuficiencia mitral: La insuficiencia mitral es la imposibilidad de que la válvula mitral se cierre durante la sístole, permitiendo que la sangre regurgite hacia la aurícula izquierda.
Insuficiencia aórtica: La insuficiencia aórtica es el cierre incompleto de la válvula aórtica, producto de lo cual se produce un flujo bidireccional entre el ventrículo izquierdo y la arteria aorta.

Descripción del modelo

El modelo desarrollado en este trabajo representa con gran fidelidad las diversas variables cardiovasculares, establece una mayor correspondencia entre los parámetros matemáticos y los fisiológicos y considera tanto la parte izquierda como la parte derecha del corazón. El análogo eléctrico del modelo se muestra en la Figura 1 y los valores utilizados en la simulación se muestran en la Tabla 1.

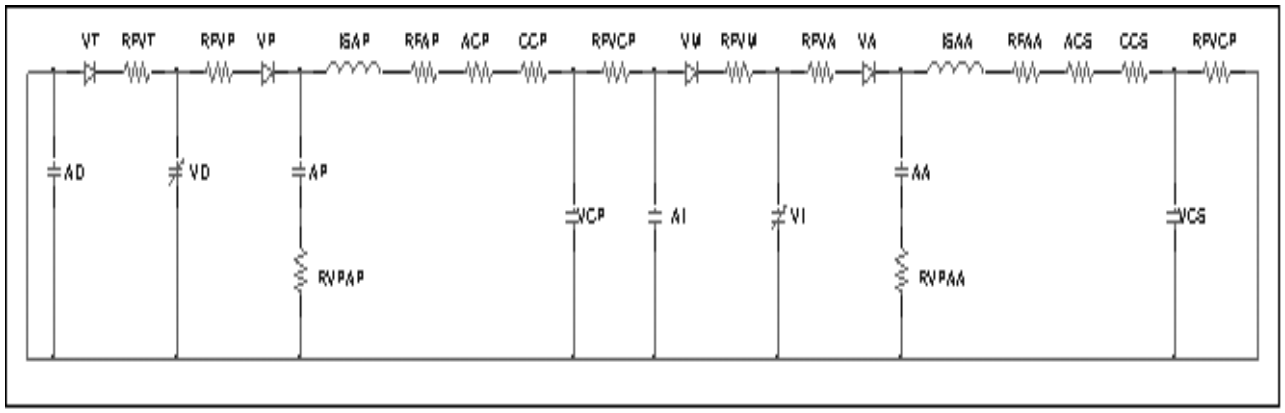


Figura1. Modelo eléctrico del Sistema Cardiovascular Humano utilizado en nuestro trabajo.

Tabla1. Valores de las variables utilizadas en la simulación.

Símbolo	Nombre	Valor	Referencia
AD	Adaptabilidad de la aurícula derecha	1,6 F	[3]
VT	*DIODO*	-	-
RFVT	Resistencia al flujo de la válvula tricúspide	0,01 Ohm	[3]
VD	Adaptabilidad del ventrículo derecho	Variable en el tiempo	[4]
VP	*DIODO*	-	-
RFVP	Resistencia al flujo de la válvula pulmonar	0,03 Ohm	[3]
AP	Adaptabilidad de la arteria pulmonar	2 F	[3]
RVPAP	Resistencia viscosa de las paredes de la arteria pulmonar	0,14 Ohm	[5]
ISAP	Inercia de la sangre en la arteria pulmonar	0,6 H	[3]
RFAP	Resistencia al flujo de la arteria pulmonar	0,17 Ohm	[3]
ACP	Arteriolas de la circulación pulmonar	1 Ohm	[3]
CCP	Capilares de la circulación pulmonar	1 Ohm	[3]
VCP	Adaptabilidad de las venas de la circulación pulmonar	3,5 F	[3]
RFVCP	Resistencia al flujo de las venas de la circulación pulmonar	0,1 Ohm	[3]
AI	Adaptabilidad de la aurícula izquierda	0,6 F	[3]
VM	*DIODO*	-	-
RFVM	Resistencia al flujo de la válvula mitral	0,01 Ohm	[3]
VI	Adaptabilidad del ventrículo izquierdo	Variable en el tiempo	[4]
RFVA	Resistencia al flujo de la válvula aórtica	0,03 Ohm	[3]
VA	*DIODO*	-	-
AA	Adaptabilidad de la arteria aorta		[5]
RVPAA	Resistencia viscosa de las paredes de la arteria aorta	0,017 Ohm	[5]
ISAA	Inercia de la sangre en la arteria aorta	20 H	[5]
RFAA	Resistencia al flujo de la arteria aorta	0,013 Ohm	[5]
ACS	Arteriolas de la circulación sistémica	6 Ohm	[3]
CCS	Capilares de la circulación sistémica	6 Ohm	[4]
VCS	Adaptabilidad de las venas de la circulación sistémica	4,8 F	[5]
RFVCS	Resistencia al flujo de las venas de la circulación sistémica	0,003 Ohm	[5]

El modelo presentado es un modelo completo del sistema cardiovascular humano ya que además de representar ambos lados del corazón muestra también sus cuatro cavidades (dos aurículas y dos ventrículos), todas las válvulas, la circulación pulmonar y la circulación sistémica.

Las aurículas son como cavidades de adaptabilidad casi constante por lo cual las mismas se representaron con capacitores fijos.

Los ventrículos poseen una adaptabilidad que varía en función del tiempo producto de lo cual se simularon con capacitores variables y dependientes de la ecuación de la elastancia tomada de [4].

Las válvulas se simularon como válvulas reales, o sea, por un conjunto formado por un diodo y una resistencia.

Tanto las venas como las arterias de la circulación pulmonar y de la circulación sistémica se simularon de forma semejante a la utilizada en [5].

Simulaciones

En esta sección se analizará como se realizaron las simulaciones de cada una de las valvulopatías a estudiar.
Para simular la estenosis mitral se aumentó la resistencia al flujo de la válvula mitral de 0,01 Ohm, a 0,1 Ohm, lo que significa un aumento de la resistencia al flujo producto de la disminución del área de la válvula mitral.
Para simular la estenosis aórtica se aumentó la resistencia al flujo de la válvula mitral de 0,03 Ohm, a 0,3 Ohm, lo que significa un aumento de la resistencia al flujo producto de la disminución del área de la válvula aórtica.
Para simular la insuficiencia mitral colocamos un diodo con una resistencia en reverso al diodo y a la resistencia que representan a la válvula mitral para simular la regurgitación que se produce debido a la insuficiencia mitral
Para simular la insuficiencia aórtica colocamos un diodo con una resistencia en reverso al diodo y a la resistencia que representan a la válvula aórtica y de esta forma simular la regurgitación que se produce debido a la insuficiencia aórtica.

Resultados

Con la simulación se obtuvieron los gráficos del ciclo presión volumen para cada una de las valvulopatías mencionadas anteriormente siendo el comportamiento muy semejante al esperado.
En la Figura 2 se muestra el gráfico del ciclo presión volumen para la estenosis mitral obtenido con nuestro modelo.

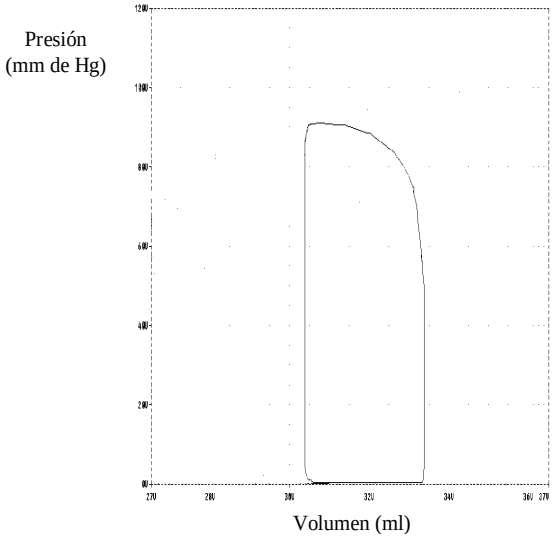


Figura 2. Gráfico del ciclo presión volumen para la estenosis mitral obtenido con nuestro modelo.

En la Figura 3 se muestra el gráfico del ciclo presión volumen para la estenosis aórtica obtenido con nuestro modelo.

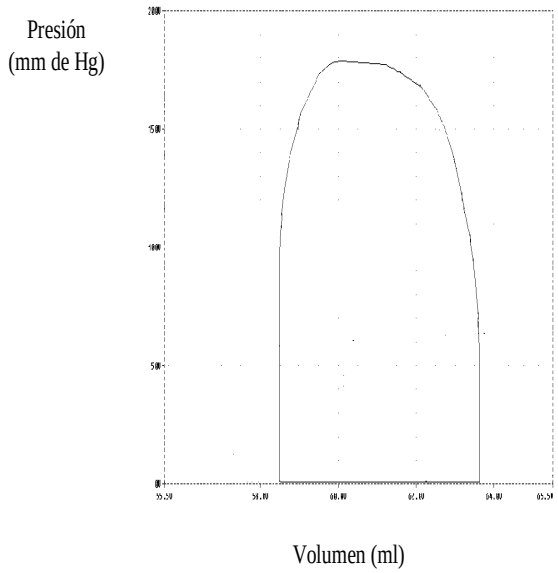


Figura 3. Gráfico del ciclo presión volumen para la estenosis aórtica obtenido con nuestro modelo.

En la Figura 4 se muestra el gráfico del ciclo presión volumen para la insuficiencia mitral obtenido con nuestro modelo.

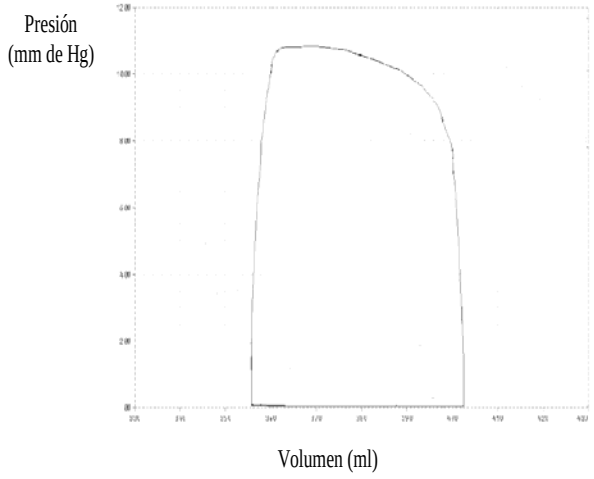


Figura 4. Gráfico del ciclo presión volumen para la insuficiencia mitral obtenido con nuestro modelo.

En la Figura 5 se muestra el gráfico del ciclo presión volumen para la insuficiencia aórtica obtenido con nuestro modelo.

Discusión

Estenosis mitral: Comparando los resultados de la Figura 2 con la curva de la estenosis mitral representada en [6], observamos que al igual que en la curva experimental el llenado ventricular izquierdo se ve afectado producto de una disminución en el volumen diastólico final (precarga).
Esto conlleva a una disminución en el volumen latido y una caída en la salida cardíaca y la presión aórtica.

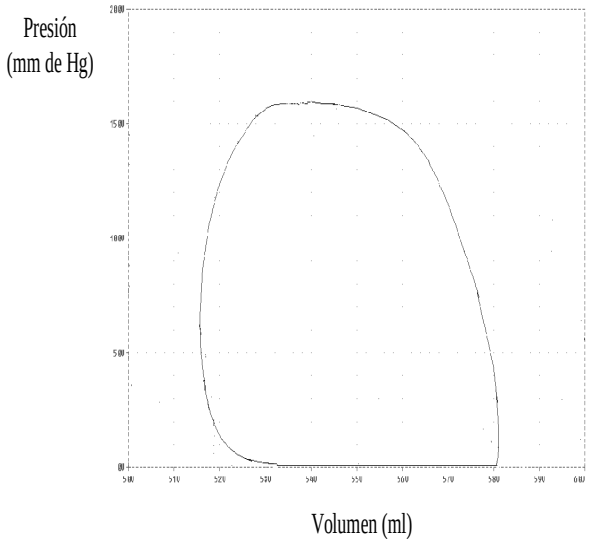


Figura 5. Gráfico del ciclo presión volumen para la insuficiencia aórtica obtenido con nuestro modelo.

Esta reducción en la poscarga (particularmente en la presión aórtica diastólica) permite una ligera disminución en el volumen sistólico final, pero no lo suficiente para vencer la caída mayor en el volumen diastólico final.

Estenosis aórtica: Comparando los resultados de la Figura 3 con la curva de la estenosis aórtica representada en [6], observamos que el vaciado ventricular izquierdo se ve afectado debido al aumento de la resistencia al flujo. La estenosis conlleva a un aumento en la poscarga ventricular, una disminución en el volumen latido y un aumento en el volumen sistólico final. El volumen latido disminuye debido a que la velocidad de acortamiento de la fibra disminuye producto de un aumento en la poscarga. Como el volumen sistólico final se eleva, el exceso de volumen residual añadido al ingreso del retorno venoso causa el aumento del volumen diastólico final.

Insuficiencia mitral: Comparando los resultados de la Figura 4 con la curva representada de la insuficiencia mitral representada en [6], vemos como el ventrículo se contrae, la sangre no es eyectada completamente de la aorta sino parte de ella regresa a la aurícula izquierda. Esto causa que el volumen y la presión auricular izquierda se incrementen durante la sístole ventricular. Se puede notar en el gráfico presión volumen que no existe una verdadera fase de contracción isovolumétrica porque la sangre comienza a fluir a través de la válvula mitral y regresa a la aurícula antes que la válvula aórtica se abra. Producto de la regurgitación mitral, la poscarga en el ventrículo es reducida (la resistencia al flujo total se reduce) de manera tal que el volumen sistólico final puede ser menor que lo normal, sin embargo, el volumen sistólico final puede aumentar si el corazón entra en un fallo sistólico. La fase de relajación isovolumétrica no existe porque como el ventrículo comienza a relajarse.

Insuficiencia aórtica: Comparando los resultados de la Figura 5 con la curva de la insuficiencia aórtica representada en [6], podemos ver que la válvula aórtica no se cierra al final de la sístole. Como el ventrículo se relaja durante la diástole, la sangre fluye desde la aorta y regresa hacia el ventrículo. Por lo tanto existe fase de relajación pero no isovolumétrica, porque como el ventrículo se relaja, antes que la válvula mitral se abre, la sangre entra en el ventrículo desde la aorta aumentando de ese modo el volumen ventricular. Una vez que la válvula mitral se abre, ocurre el llenado del ventrículo izquierdo, sin embargo, la sangre continúa fluyendo desde la aorta hacia el ventrículo durante toda la diástole porque la presión aórtica es mayor que la presión ventricular durante la diástole. Esto aumenta mucho el llenado ventricular de manera que el volumen diastólico final aumenta como se observa en el gráfico.

Conclusión

Mediante los resultados obtenidos se comprobó que se cumplieron los objetivos esperados, ya que las curvas que el modelo produce son muy semejantes a las del comportamiento real.
En estudios futuros simularemos las aurículas como cavidades de adaptabilidad variable, así como otros defectos congénitos como la Tetralogía de Fallot, la Trilogía de Fallot y la transposición de los grandes vasos.

Referencias

[1] Rodríguez V. y cols. “Todas las medicinas: enciclopedia práctica familiar”. *(Ed): Printer Latinoamericana Ltda., 2001.*

[2] Aaronson Ph., War J., Wiener Ch., Schulman S. y Gill J. “El sistema cardiovascular en esquemas”. (Ed): *Ars Médica*, 2001.

[3] R. Beyar, R Halperw, E. Tsitlik, D. Guerci, D. Kass, M. Weisfeldt and C. Chandra. “Circulatory Assistance by Intrathoracic Pressure Variations: Optimization and Mechanisms Studied by Mathematical Model in Relation to Experimental Data. *Circ Res. Vol 64. No 4. pp. 703 – 720. (1989).*

[4] Drzewiecki G. M., Pilla J. J. and Welkowitz. “Design and control of the atrio-aortic left ventricular assist device based on O_2 consumption.” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.37.No.2. pp. 128 – 136 (1990).*

[5] Beneken J. E. W., and DeWit B. “A physical approach to hemodynamic aspects of the human cardiovascular system”. *Chapter 1.pp. 1-44 (1967).*

[6] Klubunde R. E. “Cardiovascular physiology concepts: Valvular disease”, Internet site address: http://www.cyphysiology.com/Heart isease/HD003.htm

ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE A SENSIBILIDADE TÁTIL DE PESSOAS CEGAS E VIDENTES

A. C. O. Lima[*], R. C. S. Freire[**], A. T. Barros[***], J. F. R. Negrão[****], R. N. C. Alves[****] e M. M. R. Cabral[**]

[*] UTAM/ DPEC, Manaus/AM
[**] UFCG/CCT, Campina Grande/PB
[***] CEFET-PB/NTS, João Pessoa/PB
[****] UFPA/DEEC, Belém/PA

e-mail: ana_utam@dee.ufcg.edu.br

Abstract: It is presented in this article a comparative analysis of vibrotactile sensitivity between blind and normal-vision subjects. The investigation was done using a system that applies variable vibrotactile frequency stimulus and records the response of the subject under test, which tries to identify a pre-defined vibrotactile frequency, in a procedure that was trained before the test. The analysis is based on target-hit errors obtained by blind and normal-vision subjects for different transformations of a given parameter in vibrotactile frequency, including different difficulties levels. The objective of this work is to give some contributions to the development of tools with a view to aid blind subjects to interact with other people by means of tactile feedback.
***Palavras Chaves*: deficientes visuais, estímulos táteis, realimentação.**

Introdução

Uma pessoa desenvolve a leitura quando presencia experiências no meio social (contato com símbolos da linguagem), tornando-se capaz de reconhecer que é necessário ter acesso ao código para o seu desenvolvimento cultural e intelectual. Isso implica na utilização de textos, comparando-os com situações e objetos reais. Este processo de aprendizagem está ligado a análise psicológica, pois as percepções dos estímulos sensoriais são memorizadas e comparadas ordenadamente; avaliadas e projetadas em conhecimento, cultura e relacionamento [1]. Nesta acepção, a ausência da sensibilidade visual dificulta o desenvolvimento cognitivo do indivíduo, pois a visão absorve grande parte das impressões sensoriais, porém não é fator propedêutico nem principal no desenvolvimento das atividades corriqueiras e intelectuais, sendo apenas um fator que adequa os demais sentidos de forma a proporcionar uma realimentação visual.

Os processos da escrita e leitura direcionados aos deficientes visuais são viabilizados de forma universal por meio do sistema braile, que foi desenvolvido na França por Louis Braille, sendo reconhecido no ano de 1825 como um marco muito importante para a educação e a integração dos deficientes visuais na sociedade [2]. Assim, a alfabetização desses deficientes passa pelo desenvolvimento da interpretação das informações viabilizadas por meio da modalidade tátil, a partir da qual eles são capazes de reconhecer informações detalhadas quanto à forma, à textura, à dureza e à temperatura do objeto tocado.

Os sentidos táteis abrangem o tato (estimulação dos receptores na pele), pressão (geralmente, deformam os tecidos profundos), vibração (sinais sensoriais, repetitivamente rápidos) e cócegas. Todos estes sentidos são identificados pelos mesmos tipos de receptores. Com relação à vibração, é importante salientar que os estímulos vibratórios de baixa freqüência (2 a 80 Hz) são detectados por mais de um receptor, aumentando a possibilidade de identificação e compreensão do estímulo [3]. A sensação tátil é conduzida por duas vias ascendentes, das quais uma delas determina o tato discriminativo ou epicrítico, que é identificado pela diferença entre dois pontos, cuja distância é de 1 a 2 mm. A funcionalidade desta via se divide em: impulsos nervosos, propriocepção consciente, tato discriminativo, sensibilidade vibratória e estereognosia, que é a capacidade de percepção do tamanho e forma dos objetos. A outra via é caracterizada pelo tato protopático ou grosseiro, que identifica a pressão [4][5].

A ausência da visão, a dificuldade de comparar a imagem real com a sensação identificada por meio do tato, principalmente quanto às dimensões (altura, largura e profundidade) e à identificação de cores são fatores que dificultam o processo ensino-aprendizagem, motivando o desenvolvimento de estimuladores que auxiliem no desenvolvimento cognitivo do deficiente visual.

A aplicação de estímulos táteis como forma de transmissão de informações pode ser uma alternativa consistente no processo de leitura e reconhecimento de formas de objetos, de uma maneira dinâmica, destinada aos deficientes visuais. Para analisar o desempenho tátil entre cegos e pessoas videntes, buscou-se verificar se existem diferenças significativas entre a sensibilidade tátil de deficientes visuais e as pessoas ditas videntes.

Estimulador vibrátil

A estimulação vibrátil da superfície da pele é geralmente empregada por meio de aplicação de estímulos que possuem quatro dimensões básicas, das quais são as seguintes: freqüência, amplitude, duração e local do corpo. Um sinal de estimulação típico, contendo os três primeiros parâmetros é ilustrado na Figura 1.



Figura 1: Sinal típico de estimulação vibrátil

A faixa de freqüências perceptíveis pela estimulação vibrátil possui características específicas, de modo que é preciso que seja feito um mapeamento dos sinais a serem transmitidos pelo tato em valores contidos na faixa de freqüências adequada para estimulação vibrátil.

Um estimulador vibrátil foi desenvolvido [6] com sinais referentes a comparações com um padrão de referência, modulando o sinal gerado com a variação do erro entre o valor do parâmetro emitido pelo receptor de informações táteis e um valor pré-definido (alvo).

Foram usadas quatro transformações de parâmetros de voz na freqüência do sinal de estimulação vibrátil, conforme as equações seguintes:

$$Ft(t) = Fc + (Pe(t) - Pa) * S \quad (1)$$

$$Ft(t) = Fc + \log(Pe(t)/Pa) * S \quad (2)$$

$$Ft(t) = Fc + (Pe(t) - Pa)^3 * S \quad (3)$$

$$Ft(t) = Fc + (Pe(t) - Pa)^2 * S \quad (4)$$

nas quais, *Pe(t)* é o parâmetro extraído do sinal de voz, *Pa* é o parâmetro alvo, F_c é a freqüência do pulso vibrotátil obtida quando o usuário atinge o parâmetro alvo, e *S* é um fator de escala que define o grau de dificuldade do exercício. $F_t(t)$ deve variar entre f_{min} e f_{max}, e *Pe(t)* deve variar entre os valores p_1 e p_2, definidos pelo usuário do sistema.

Assim, dada uma freqüência F_c, o parâmetro alvo *Pa*, e o limite superior da faixa de parâmetro detectada, p_2, pode-se obter a expressão de S_{max} e p_1 para cada transformação considerada.

Métodos Utilizados

Os testes foram realizados com quatro pessoas cegas e quatro pessoas videntes. Elas receberam estímulos táteis por meio de um dispositivo vibrátil comercial (Figura 2).

Usou-se um programa para aquisição, armazenamento e processamento dos dados relacionados aos estímulos táteis aplicados nos voluntários e suas respectivas respostas.

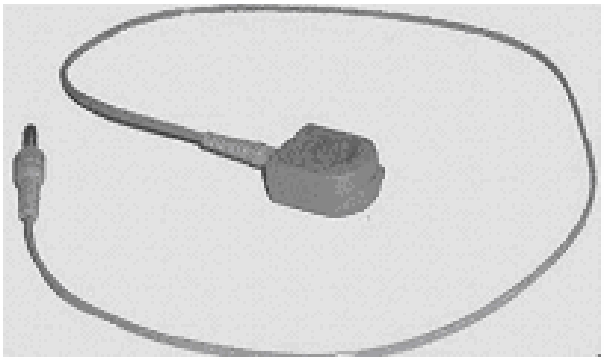


Figura 2: Fotografia do transdutor vibrátil.

A aquisição desses dados é realizada por meio de uma interface gráfica, no qual as pessoas submetidas aos testes recebem uma série de estímulos e podem controlar o sentido da variação de freqüência, de forma a aumentá-la ou diminuí-la até que as pessoas possam determinar a freqüência alvo, conforme se pode observar no fluxograma do procedimento experimental na figura 3.

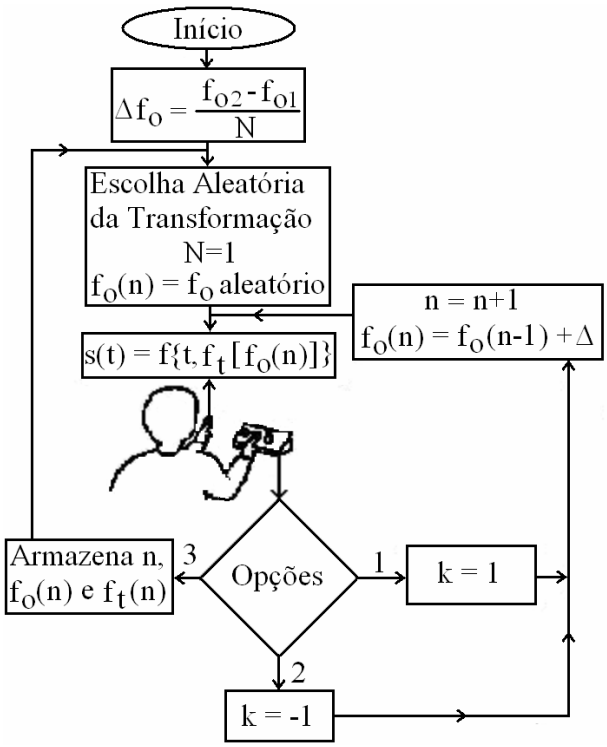


Figura 3: Fluxograma do procedimento experimental.

O processamento dos dados é realizado com base em transformações para indicação de acerto de alvo. Essas transformações apresentam variações de freqüência de forma quadrática, logarítmica, linear e cúbica. Para cada uma dessas transformações foram usados dois graus dificuldade. Como os estímulos apresentam características distintas, é possível inferir qual dentre os tipos de transformação é mais adequado para identificar o alvo. Dois parâmetros são importantes para essa análise: o erro percentual de acerto do alvo e o número

de iterações necessárias para que a pessoa identifique a freqüência alvo.

Para determinação do alvo, as pessoas submetidas ao teste precisam identificar uma freqüência específica. A faixa entre 10 Hz e 100 Hz é considerada a faixa ideal de freqüência para determinação de um estímulo tátil [7]. Por esta razão, foi determinado para esta pesquisa à freqüência de 10 Hz para a transformação quadrática e 55 Hz para as demais. Os experimentos foram precedidos por um treinamento das pessoas sob teste, a fim de que elas pudessem memorizar a freqüência escolhida.

Resultados

A partir dos resultados dos experimentos, foram gerados gráficos com as médias dos erros percentuais de acerto de alvo, denominadas erro f_t e erro f_v, em relação às freqüências dos pulsos de saída e da fundamental.

Um outro parâmetro de avaliação da sensibilidade é a quantidade de vezes que o usuário identifica como certo a freqüência de vibração do ponto de acerto, que está representado nas figuras 4 e 5.

Avaliando-se os resultados obtidos, conclui-se que os cegos apresentaram média de erro menor, para o parâmetro de erro f_v nas transformações cúbica, quadrática 01 e quadrática 02. Na transformação linear as pessoas videntes apresentaram maior sensibilidade para identificar o ponto de acerto.

No parâmetro de erro f_t, a maior média de acerto foi obtida pelos cegos para as transformações cúbica, linear, quadrática 01 e quadrática 02. Porém, eles também tiveram a menor sensibilidade para identificar a freqüência de vibração do ponto de acerto na transformação logarítmica, tanto para o parâmetro de erro para f_t e f_v.

Em relação à quantidade de passos que as pessoas submetidas aos testes utilizaram para determinar um ponto como possível acerto, a média em todas as transformações foi maior para os deficientes visuais do que para as pessoas videntes. O que pode indicar que um método de ajuda a deficientes visuais, baseado em estimulação tátil, pode ser bem eficiente.

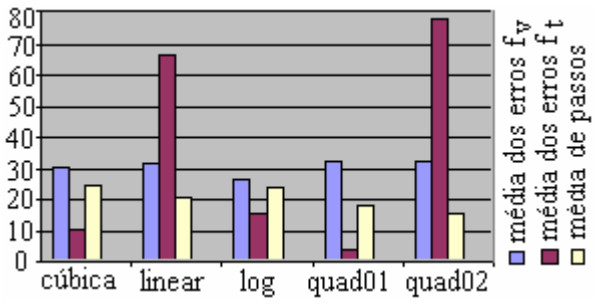


Figura 4: Resultados obtidos com testes de percepção tátil em cegos.

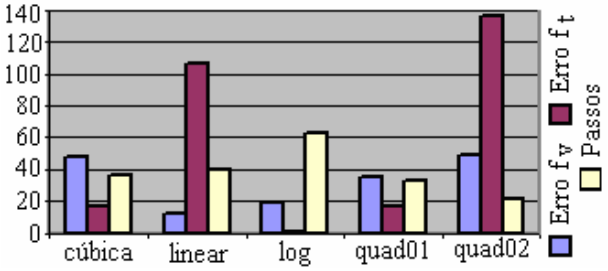


Figura 5: resultados obtidos com testes de percepção tátil em videntes.

Conclusão

Neste trabalho foram apresentados resultados dos experimentos realizados com deficientes visuais e com pessoas videntes. Verificou-se que os deficientes visuais têm uma sensibilidade tátil mais acentuada que os videntes, tanto pelo erro na identificação da freqüência alvo, como pelo número de iterações para se chegar a essa identificação.

Discussão

O estudo relacionado à sensibilidade tátil pode contribuir para a análise de aplicações voltadas para os portadores de necessidades especiais no que tange à necessidade visual. Neste contexto, é possível realizar um estudo sobre a viabilidade de implementação de uma ferramenta que propicie uma interface para que o deficiente visual identifique a forma e o tamanho de uma imagem, bem como a leitura de textos em braile.

O estudo da viabilidade de um Monitor Braile, que pode ser constituído por um conjunto de pinos, distribuídos sobre uma plataforma de forma uniforme, de modo que na superfície seja definido o texto e/ou a imagem por variação de camadas, ou seja, para cada característica do dado (texto ou imagem) um grupo de pinos será alternado na sua posição (altura).

A idéia de oferecer aos deficientes visuais uma ferramenta para leitura e percepção de imagens é fundamental para a interação deste com a sociedade, principalmente no ambiente informacional, operacional e em tempo real, pois os recursos tecnológicos disponíveis para os deficientes visuais não satisfazem por completo as necessidades dos mesmos. Exemplificando: os livros sonoros são de fundamental importância no processo educativo do deficiente visual, mas esses aplicativos não podem ser fator de substituição da fundamentação escrita-braile [7]. Por esta razão desenvolver um monitor Braile que simule simultaneamente textos e imagens, como mostrado na Figura 6, na qual pode ser observado embaixo da imagem projetada o texto em braile “a casa”.



Figura 6: Imagem em auto-relevo e texto em braile.

Os testes de percepção táteis realizados com esta pesquisa dão suporte para o desenvolvimento de uma ferramenta desse tipo, em função da comprovação que os deficientes visuais têm uma melhor percepção tátil do que os videntes e identificam estímulos de forma mais rápida. Desse modo, pode-se proporcionar uma realimentação tátil, que pode ser fator da substituição da modalidade sensorial visual.

Referências

[1] ROBERTS A., Reabilitação psicossocial do cego. Traduzido por Vânia de Brito Sanguinetti Ferreira. João Pessoa: Editora Universitária. Tradução de: Psychosocial Reabilitation of the Blind. 1996.

[2] Instituto Benjamin Constant, Internet site address: http://www.ibcnet.org.br/Paginas/Downloads.htm acessado em 10/02/2004.

[3] GUYTON A. C; HALL J. E., Tratado de Fisiologia Médica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, pp. 539-50, 2002.

[4] Machado, A. P. M., Neuroanatomia Funcional. São Paulo: Athenele, pp. 158-59, 2000.

[5] Goss, C. M.., Gray Anatomia. Rio de Janeiro: Guanabara Koogar, pp. 718-19, 1988.

[6] Barros, A. T., Estimulação Tátil Aplicada ao Ensino/Aprendizagem da Fala. Tese de doutorado, UFCG, pp. 34-141, fevereiro de 2004.

[7] Silva, L. C., O Braille e a sua importância na educação dos cegos. Internet site address: http://www.lerparaver.com/amigos/leonardo_braille _educacao.html acessado em 03/02/2004.

DESFIBRILAÇÃO BIDIRECIONAL EM CORAÇÕES ISOLADOS DE RATOS

S. F. Freitas* , M. B. Ferri* e P. A. P. Gomes*

* Universidade de Mogi das Cruzes/Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Mogi das Cruzes, Brasil

e-mail: s_f_f.2000@yahoo.com.br

Abstract: The goal of this work is to present an experimental setup for the study of the two-pathway defibrillation technique on isolated rat hearts in a Languendorf Apparatus. After the induction of the ventricular fibrillation, one or two-pathway shocks were applied over the hearts, in a chamber that allowed the calculation of the electric field (|E|) and the energy of defibrillation (ε_d). A reduction of 12% in |E| and 17% in ε_d was found when applying the 3,2ms duration two-pathway shock when compared with a single shock of the same duration. As the data presented in the literature do not agree about the efficiency of this new technique, we believe that more studies should be performed under controlled conditions, as allowed by this setup.

Keywords: heart, defibrillation, electric field, defibrillation energy.

Introdução

A única terapia utilizada na clínica para reverter a Fibrilação Ventricular (FV) é o choque desfibrilatório. Este choque se constitui de um pulso de corrente de alta intensidade (até 40 Ampères), por um intervalo de 3 a 10 ms, aplicado sobre o tórax do paciente. A função deste choque é despolarizar a maior parte das células cardíacas, de modo que o sinal elétrico produzido pelo Nódulo Sino Atrial, reassuma o controle das contrações celulares.

Apesar da desfibrilação ser utilizada há quase 50 anos, ainda não podemos considerar esta técnica como otimizada. Para adultos, o sucesso na desfibrilação é em torno de 70 %, mesmo quando o choque é aplicado nos primeiros minutos da fibrilação [1]. Para crianças, esta taxa é inferior a 20% [2]. Além disto, muitas vezes o choque provoca efeitos deletérios irreversíveis ao paciente [3].

Buscando uma maior eficiência na desfibrilação, foi introduzido na década de 80 o conceito de desfibrilação bidirecional [4]. Nesta técnica, dois pulsos são produzidos seqüencialmente, cada um deles passando por um par de eletrodos diferente de forma que a corrente de cada um dos pulsos flua em uma direção [5]. Pretende-se que, com o choque bidirecional, um número maior de células se despolarizem, desfibrilando-se os corações com menores intensidades de campo e menores quantidades de energia.

Na literatura, os trabalhos sobre desfibrilação bidirecional têm resultados altamente discrepantes, principalmente devido ao fato de que os experimentos são feitos ou com humanos, ou com animais *in vivo*. Uma maneira de se estudar esta técnica, de forma mais controlada, é a utilização de corações isolados em Preparação de Languendorff, imersos em solução fisiológica. Este modelo permite que a desfibrilação seja realizada medindo-se o campo elétrico, e não grandezas dependentes da condutividade do meio, como corrente ou tensão.

Assim, temos como objetivo principal deste trabalho apresentar uma montagem experimental para estudar a técnica de desfibrilação bidirecional em corações isolados de ratos, utilizando estimulação por campo, sem eletrodos de contato.

Materiais e Métodos

Montagem experimental: A câmara experimental é o centro de toda a montagem. Nela o coração é mantido com suas atividades elétrica e mecânica preservadas durante as horas necessárias para a realização do experimento. Basicamente, a câmara constitui-se de duas peças cilíndricas de acrílico, de diâmetro 100 mm e 150mm, coladas de forma a termos uma região fechada e uma região aberta. Na região fechada, água destilada é aquecida por uma resistência elétrica até 34 ± 1° C. Na região aberta é acomodado o coração isolado, perfundido de forma retrógrada pela aorta por solução de Krebs Henseleit (KH) proveniente de um equipo bureta. Nesta região temos também os 4 eletrodos de estimulação. Estes são hastes cilíndricas de aço inoxidável, de 2mm de diâmetro e 50mm de comprimento, posicionadas paralelas ao eixo do cilindro e dispostas a 90^{0}.

O campo elétrico no centro da câmara pode ser deduzido a partir da corrente que passa pelos eletrodos, da condutividade da solução e da geometria da câmara [6]:

$$|E| = \frac{2.I_P}{\pi.\sigma.r.h} \qquad \text{(Eq. 1)}$$

Onde:
| E | é o módulo do campo no centro da câmara (V/cm);
I_P é a corrente entre os eletrodos (A);
σ é a condutividade da solução (Ω^{-1} cm^{-1});
r é o raio da câmara experimental (cm);
h é a altura da solução (cm);

Amplificador: Para captação da atividade elétrica do coração, utilizamos um amplificador de biopotencias de ganho 1000, com filtro passa faixa entre 3 e 100 Hz.

Fibrilador: Desenvolvemos um equipamento, por nós chamado de fibrilador, que nos fornecesse trens de pulsos de 60 Hz, do tipo senoidal, com duração e intensidade ajustáveis. Basicamente, o equipamento consiste de uma fonte ajustável de tensão alternada (VARIAC), um sistema de chaveamento, um controlador da duração do chaveamento e um dispositivo de sinalização e alarme.

Desfibrilador Bidirecional: Desenvolvemos um desfibrilador capaz de produzir choques uni ou bidirecionais, quadrados, de amplitude e duração ajustáveis. Este equipamento pode ser analisado como dois desfibriladores unidirecionais, acoplados por um circuito que, ao término do primeiro pulso aplicado, dispara o segundo pulso, após um atraso ajustável.

Cada um dos desfibriladores está baseado na descarga controlada de um banco de capacitores. O pulso desfibrilatório tem sua duração controlada pelo fechamento de uma chave tipo MOSFET, controlada por um circuito eletrônico que utiliza um oscilador monoestável (CD 4047) operando como gerador de pulsos quadrados. A intensidade do pulso do desfibrilador é determinada pela tensão do banco de capacitores. A duração do pulso é selecionada por uma chave seletora e o disparo é feito manualmente, através de um botão do tipo *push botton*.

A Montagem Experimental: Além da câmara experimental e dos três equipamentos eletrônicos descritos acima, alguns outros equipamentos e dispositivos são necessários para que experimentos com corações isolados possam ser realizados. Descreveremos brevemente estes componentes do sistema (Figura 1).

Para armazenar a solução de perfusão temos um equipo bureta ligado à cânula do coração através de uma mangueira. O equipo está colocado a uma altura de 750 mm da câmara experimental, de forma que a pressão exercida pela coluna de solução KH que perfunde o coração seja em torno de 60 mmHg.

O aquecimento da solução é realizado por uma resistência, posicionada na câmara externa, imersa em água destilada e alimentada por uma fonte de tensão com aproximadamente 30V e 400mA.

O pH da solução (7,4) é mantido constante pelo borbulhamento de carbogênio (95% O_2 e 5% CO_2) vindo de um cilindro de gás, direto na solução contida no equipo.

Como a perfusão é contínua, o excedente de solução na câmara deve ser descartado. Isto é feito por um sistema de sucção à vácuo, ligado a um tubo plástico fixado a 30mm do fundo da câmara. Esse tubo é ligado a uma garrafa, que por sua vez, ligado ao sistema de sucção à vácuo. Desta maneira, a pressão no interior da garrafa é menor do que no interior da câmara, sugando o excedente de solução. Este sistema faz com que a altura da solução na câmara se mantenha constante, o que é muito importante para que o campo possa ser calculado.

A atividade elétrica do coração é captada por três eletrodos de prata cloretada, sendo um deles, o de referência, localizado próximo ao ápice do coração. Estes eletrodos são conectados ao amplificador de biopotenciais, cuja saída está ligada a um osciloscópio digital, para monitoração contínua do sinal. O osciloscópio utilizado possui uma interface paralela, para conexão direta à impressora, facilitando o registro do sinal.

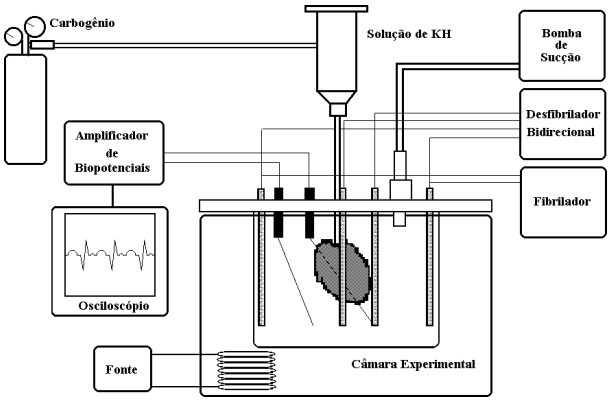


Figura 1: Montagem experimental.

Animais e Preparação da Amostra: Foram utilizados 12 ratos Wistar (machos, 4-6 meses) provenientes do biotério da UMC. Ração e água foram fornecidas aos animais em regime *ad libidum*. Os animais não sofreram nenhum tipo de manipulação experimental antes de serem utilizados.

Os animais foram sacrificados por concussão cerebral (de acordo com o Canadian Council on Animal Care Rules, 1993). Após a decapitação, a caixa torácica do animal era rebatida, seu coração removido e submerso em solução fisiológica de KH (34 ± 1° C), para promover a saída de sangue de suas câmaras e vasos. Em seguida, a artéria aorta era amarrada à cânula de metal a aproximadamente dois milímetros de sua origem, com o uso de um fio de algodão. Feito isto, o coração era posicionado no centro da câmara experimental, mergulhado em solução KH saturada com carbogênio.

Solução**:** Durante a limpeza do coração e em todos os experimentos utilizamos solução de Krebs-Henseleit (KH) com a seguinte composição (mM): NaCl 126,4 ; KCl 4,6 ; KH_2PO_4 1,2; $MgSO_4$ 1,2; $NaHCO_3$ 13,6 ; $CaCl_2$ 1,5 ; GLICOSE 11,11 , pH 7,4 a 34 ºC, saturado com 95% de O_2 , 5% de CO_2.

Protocolos para Indução da Fibrilação e Desfibrilação: Após a canulação do coração, aguardávamos trinta minutos, para a estabilização do ritmo cardíaco. Os parâmetros do fibrilador eram ajustados para a duração do pulso de 500ms e amplitude de 2V/cm. Após a aplicação do pulso do fibrilador verificávamos se a arritmia havia sido alcançada. Uma vez induzida a fibrilação ventricular, aguardávamos 25 segundos (10 telas do osciloscópio quando em 250 ms/div), para verificar se a fibrilação se sustentava. Só então iniciávamos o protocolo de desfibrilação. Quando

a FV não era induzida, ou não conseguia se sustentar, aplicávamos um novo pulso do fibrilador, variando a intensidade e/ou a duração do trem.

Antes de iniciarmos a indução da fibrilação ventricular, o banco de capacitores do desfibrilador bidirecional já estava carregado. Inicialmente, partíamos do pulso com a menor amplitude e, na medida em que o quadro arrítmico não era revertido, novos pulsos eram aplicados, com um aumento gradativo da amplitude.

Depois de 6 pulsos desfibrilatórios, caso a desfibrilação não fosse alcançada, recarregávamos o banco de capacitores com uma carga maior, de forma que o primeiro novo pulso fosse maior que o último pulso dado. Uma vez revertida a fibrilação, anotávamos a corrente do pulso que desfibrilou o coração, o que nos permitia, aplicando a equação 1, calcular E.

Durante os experimentos foram aplicados aos corações, em ordem aleatória, 2 tipos de choques: 3,2ms unidirecional e 3,2ms bidirecional com 240 μs de atraso entre pulsos (Figura 2). A duração de 3,2ms foi escolhida pois, além de ser um valor dentro da faixa normalmente utilizada nos desfibriladores comerciais, é o valor da cronaxia de estimulação para corações de ratos adultos [7]. O coração era posicionado na câmara de forma que os pulsos unidirecionais tinham a direção antero-posterior e os bidirecionais, antero-posterior e direita-esquerda.

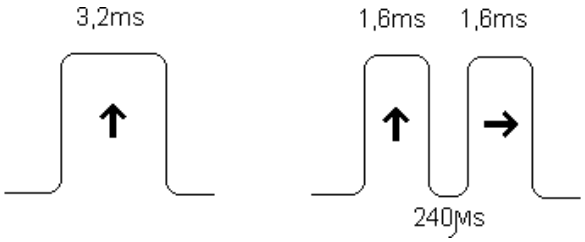


Figura 2: Tipos de choques desfibrilatórios utilizados durante o protocolo de desfibrilação. As setas representam se os choques são uni ou bidirecionais.

Na clínica, durante o procedimento desfibrilatório, os médicos ajustam a energia do choque, e não o campo elétrico ao qual o coração está sendo realmente submetido. Isto é devido ao fato de que o campo elétrico depende fortemente da posição dos eletrodos, bem como das propriedades elétricas dos tecidos em torno do coração [8]. A partir de E obtivemos o valor da energia (ε_d) do choque desfibrilatório aplicando a equação 2.

$$\varepsilon_d = |E|^2 . \left(\frac{\pi . \sigma . h . r}{2} \right)^2 . R_C . d \qquad \text{(Eq. 2)}$$

Onde:

ε_d é a energia do choque desfibrilatório (J);
R_C é a resistência da câmara experimental (Ω);
d é a duração do choque desfibrilatório (s);
| E | , σ , r e h já foram definidos anteriormente.

Análise dos Dados: Foi calculado o valor de | E | e ε_d para cada choque que efetivamente desfibrilou o coração. A partir destes valores obtivemos a média e o erro padrão da média (EPM) de | E | e ε_d , para cada técnica de desfibrilação. Para determinarmos se havia ou não diferenças entre os dados obtidos com as duas técnicas de desfibrilação, aplicamos o Teste T de Student Pareado. Consideramos evidência de diferenças estatisticamente significativas $p<0,05$.

Resultados

O campo elétrico necessário para a desfibrilação foi menor quando a técnica de desfibrilação bidirecional foi utilizada. Na média, houve uma redução de 12% nos valores de E, quando comparamos choques bi e unidirecionais (Figura 3). Podemos considerar a diferença estatisticamente significativa pois o valor de p obtido ao aplicarmos o Teste T Pareado foi 0,0074.

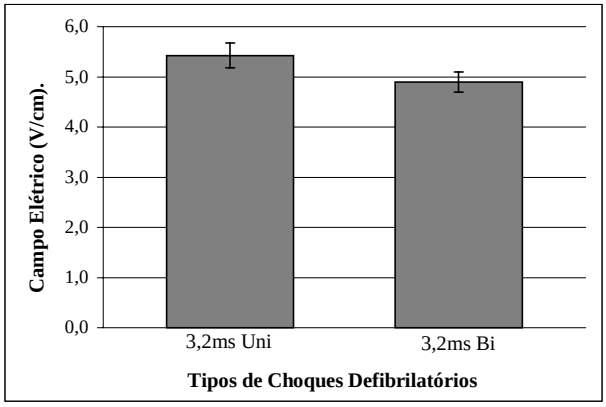


Figura 3: Campos elétricos necessários para desfibrilação (média ± EPM), para as duas técnicas.

Calculando a média da energia dos pulsos desfibrilatórios obtivemos uma redução de 17% quando o pulso bidirecional é comparado ao unidirecional (Figura 4). A diferença também é estatisticamente significativa (p=0,0078).

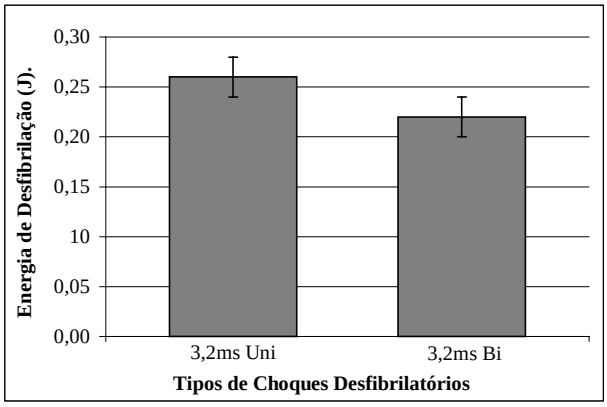


Figura 4: Energia de Desfibrilação (média ± EPM), para as duas técnicas.

Discussão

Na literatura, os trabalhos que buscam avaliar a eficiência da técnica de desfibrilação bidirecional apresentam resultados bastante discrepantes: alguns autores [9] obtiveram uma redução de 64% em termos de energia de desfibrilação, com choques ortogonais simétricos aplicados em cachorros. Foi utilizado um atraso de 100ms entre os pulsos, valor muito superior ao utilizado em nosso trabalho (240μs); outros [10], ao estudarem o bloqueio de fibrilações atriais em humanos, obtiveram uma redução de 50% na energia média dos choques de sucesso.

Em outros trabalhos, os autores não obtiveram redução significativa na energia, ao comparar as duas técnicas desfibrilatórias [11], [12].

No nosso trabalhos obtivemos uma redução de 17%. na energia de desfibrilação, ao utilizarmos a desfibrilação bidirecional.

Conclusão

A montagem experimental desenvolvida apresenta características inéditas, sendo de fácil reprodução e baixo custo.

Dentro das condições estudadas, verificamos que o pulso de 3,2ms bidirecional é mais eficaz que o pulso de 3,2ms unidirecional, havendo uma redução no campo elétrico desfibrilatório de 12%. Em relação à energia de desfibrilação, houve uma redução de 17% ao aplicarmos pulsos bidirecionais.

Como na literatura os trabalhos sobre desfibrilação bidirecional têm resultados altamente discrepantes, acreditamos que estudos mais detalhados utilizando a montagem apresentada podem contribuir para a compreensão e otimização desta técnica.

Agradecimentos

À FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da UMC) e CNPq pelo auxílio financeiro.

Referências

[1] JONES, J.L. & TOVAR, O.H.,"The Mechanism of Defibrillation and Cardioversion", *Proceedings of the IEEE*. Vol. 84, (3), 392-403, 1996.

[2] NADKAMI, V.; HAZINSKI, M.F.; ZIDEMAN, D.; KATTWINKEL, J. QUAN, L.; BONGHAM, R.; ZARITSKY, A.; BLAND, J. KRAMER, E. TIBALLS, J., "Pediatric ressucitation. An Advisory Statements from the Pediatric Working Group of the International Liaison Committee on Resuscitation", *Circulation*. 1997 Apr; 95: 2185-2195.

[3] TUNG, L., "Detrimental Effects of Electrical Fields on Cardiac Muscle", *Proceedings of the IEEE*. Vol. 84, (3), 366-378, 1996.

[4] JONES, D.L.; KLEIN, G.J.; KALLOK, M.J., "Improved internal defibrillation with twin pulse sequential energy delivery to different lead orientations in pigs", *Am J Cardiol*. 1985 Mar 1;55(6):821-5.

[5] ZHENG, X.; BENSER, M.E.; WALCOTT, G.P.; SMITH, W.M.; IDEKER, R.E., "Reduction of the internal atrial defibrillation threshold with balanced orthogonal sequential shocks", *J. Cardiovasc Electrophysiol*. 2002 Sep; 13(9):904-909.

[6] LIMA, K.A., *Efeito da Direção do Campo Elétrico sobre o Limiar de Estimulação de Miócitos Ventriculares Isolados.* UniCamp: São Paulo, 1999.

[7] GOMES, P.A.P.; GALVÃO, K. M.; MATEUS, E.F., "Excitability of Isolated Hearts from Rats During Postnatal Development", *J. Cardiovasc Electrophysiol*, 2002 April; Vol. 13, 355-360p.

[8] TIMMERMAN, S.; TIMMERMAN, A.; RAMIRES, J.A.F., "Desfibrilação Externa Automática – Aumentando os Índices de Sobreviventes", *Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo*. Vol. 08, (4), 690-715, 1998.

[9] BARDOU, A.L.; DEGONDE, J.; BIRKUI, P.J.; AUGER, P.; CHESNAIS, J.M., "Reduction of Energy Required for Defibrillation by Delivering Shocks in Orthogonal Directions in the Dog", *PACE*. Vol. 11, Part II, 1990-1995, 1988

[10] COOPER, R.A.S.; PLUMB, V.J.; EPSTEIN, A.E.; KAY, G.N.; IDEKER, R.E., "Marked Reduction in Internal Atrial Defibrillation Thresholds With Dual-Current Pathways and Sequential Shocks in Humans", *Circulation.* 97, 2527-2535, 1998.

[11] KERBER, R.E.; BOULAND, M.J.; KALLOK, P. H.; PRITCHARD, B.; CHARBONNIER, F.; BIRKETT, C.; FOX-EASTHAM, K.; KIESO, R.A., "Transthoracic Defibrillation Using Sequential and Simultaneous Dual Shock Pathways: Experimental Studies". *PACE*. Vol. 13, 207-217, 1990

[12] SCOTT, B.D.; KALLOK, M.J.; BIRKETT, C.; KIESO, R.A.; KERBER, R.E., "Transthoracic Defibrillation: Effect of Dual-Pathway Sequential Pulse Shocks and Single-Pathway Biphasic Pulse Shocks in a Canine Model ", *Am Heart J*. 125, 99-109, 1993.

CINEMATICA DE LA MARCHA ASISTIDA POR ESTIMULACION ELECTRICA DE UN PACIENTE CON PARAPLEJIA INCOMPLETA

C. Tabernig *, S. Escobar*, Cherniz A.* ,F. Sotelano**, L. Araquistain*** y H. Miyagi***

* Facultad de Ingeniería, Bioingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Paraná, Argentina
** Instituto ULME, Buenos Aires, Argentina
*** Hospital Roca, Buenos Aires, Argentina

e-mail: rntaber@ceride.gov.ar

Abstract:Functional Electrical Stimulation (FES) is employed to assist the gait of handicapped people according to an artificial pattern. In this article we presented a case of an injured suject with incomplete D10 lesion walking with FES. The FES strategy was to stimulate his quadriceps during the stance phase and his peroneal nerve during the swing phase. The kinematics of FNS gait was evaluated with a video-based motion analysis system and comparated with the normal one. Results show that FES induces a gait pattern similar to the normal one but with smaller amplitudes and some diferences due to the muscle spasticity and the estimulation pattern generated by the system.

Palabras Claves: **estimulación eléctrica funcional, marcha, biomecanica, lesiones medulares**

Introducción

La estimulación eléctrica funcional (EEF) es una alternativa novedosa para la bipedestación y marcha de personas con lesiones medulares[1]. Esta técnica, por medio de estímulos eléctricos externos, excita los nervios periféricos a través de los cuales se logra la contracción funcional del músculo con parálisis.

Para sus aplicaciones en bipedestación y marcha de sujetos con lesiones medulares se ha desarrollado el sistema BioStep de 4 canales de estimulación superficial que responde a la estrategia de marcha de excitación alternada entre cuádriceps y los nervios mixtos de la fosa poplítea para el disparo del reflejo de triple flexión durante la fase de balanceo [2].

Se han realizado diferentes estudios para evaluar la marcha de pacientes con discapacidades utilizando distintos sistemas ortésicos. Tanto Karcnik et al. como Granat et al. evaluaron el grado de corrección de la marcha con sistemas de EEF, percutáneo en el primer caso y superficial en el segundo[3][4]. Ferrarin et al. realizaron, con el objetivo de optimizar el tratamiento kinésico, un análisis cinemático, cinético y electromiográfico de diferentes pacientes que utilizaban ortesis mecánicas para marchar [5]. Con el mismo objetivo, Melezic et al. analizaron la trayectoria angular, velocidad, EMG y fuerzas involucradas durante el empleo de un sistema de EEF de dos canales [6]. Similares análisis fueron realizados por Goldfarb y Durfee al comparar la marcha obtenida con un sistema de EEF híbrido con la marcha normal y con la asistida por ortesis mecánicas [7]. Sin embargo, no se ha analizado la biomecánica de la marcha asistida por el BioStep.

En este trabajo se presentan los resultados de la evaluación cinemática de la marcha asistida por el sistema BioStep de un paciente con paraplejía incompleta y de su comparación con el patrón de marcha normal.

Materiales

El sistema de EEF empleado fue el BioStep en su modalidad de estimulación sincronizada por disparo externo. BioStep brinda pulsos rectangulares de estimulación superficial a corriente constante, de 0.3 mseg. de ancho y 25 Hz. de frecuencia. Para la fase de doble apoyo BioStep brinda pulsos en forma continuada a los electrodos ubicados sobre el vientre muscular del cuádriceps. El inicio de la fase de balanceo es comandada por micropulsadores montados sobre dedales de manera que el paciente indica al sistema cuándo desea realizar la dorsiflexión. En ese momento se suspende la estimulación del cuádriceps de esa pierna y se excita el nervio ciático poplíteo externo, tal como puede verse en el esquema de la figura 1.

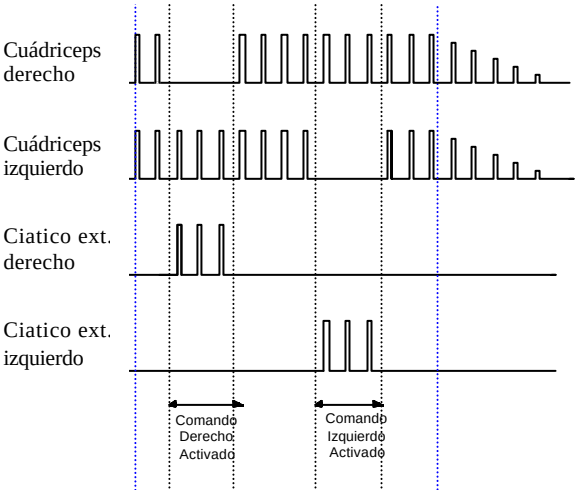


Figura 1: Estrategia de marcha del BioStep

Para el análisis de la marcha se utilizó un sistema videográfico de filmación y procesamiento digital de los movimientos en el plano sagital de marcadores reflectivos desarrollado en nuestra institución [8]. Este sistema permite obtener la progresión de dichos marcadores y la evolución temporal de los ángulos de la cadera, rodilla y tobillo al lo largo del ciclo de la marcha.

Metodología

Se incorporó un individuo de 21 años de edad con plejía del miembro inferior derecho a causa de una lesión medular D10 incompleta por herida de arma blanca, con buen estado clínico y cardiovascular.

El sujeto fue entrenado en el uso del Sistema BioStep en el miembro pléjico, que proporciona contracción del cuádriceps durante el apoyo e induce la dorsiflexión del pie durante la fase de balanceo de la marcha por medio de la estimulación del nervio ciático poplíteo externo.

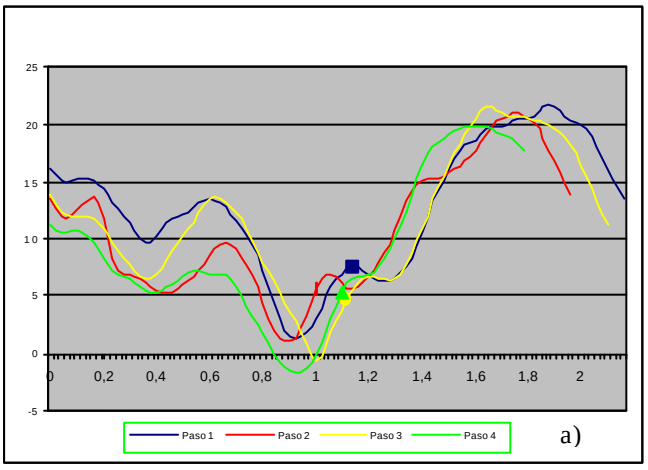
Se colocaron marcadores reflectivos en las prominencias óseas del miembro inferior del paciente; y se instó al sujeto a realizar caminatas de tramos de 4 metros a cadencia libre con la asistencia del BioStep.

Para el análisis de la marcha se analizaron los pasos realizados a lo largo de una caminata, los cuales fueron considerados desde un apoyo de talón al siguiente.

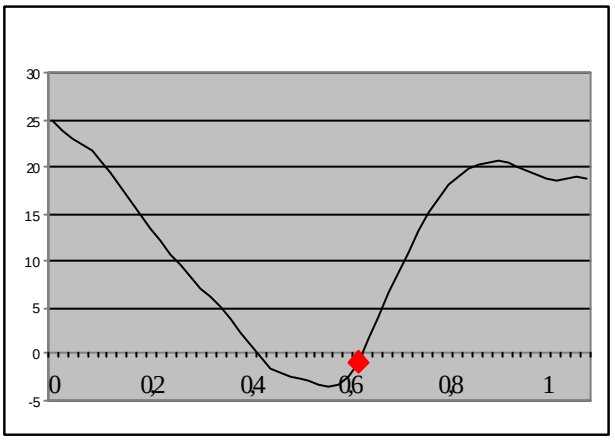
Resultados

En la figura 2 se observa la evolución de los ángulos de la cadera del paciente cuya marcha fue asistida por el BioStep (a) y la evolución en una marcha con patrón normal (b); similares presentaciones pueden observarse en las figuras 3 y 4 para las articulaciones de la rodilla y del tobillo.

Nota: en las siguientes figuras, el eje de las coordenadas está dado en grados mientras que las abcisas en segundos. Los marcas indicadas en las curvas corresponden a la transición de la fase de apoyo a la fase de balanceo de la pierna.

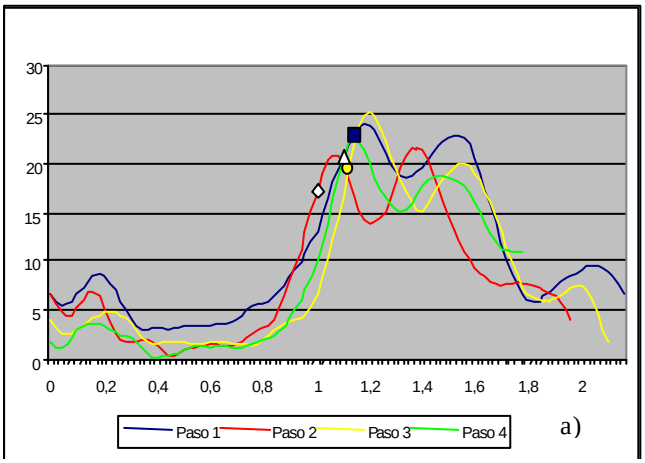


a)

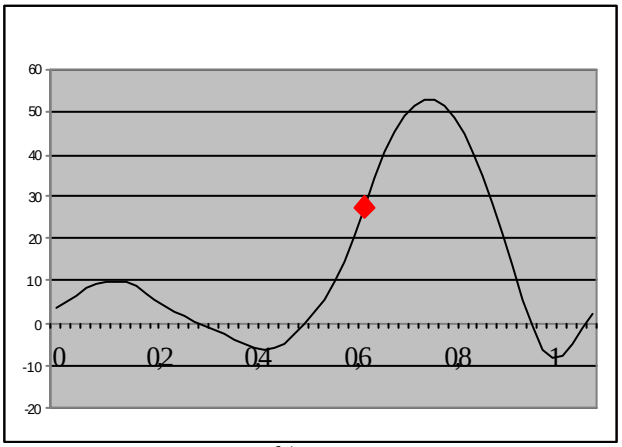


b)

Figura 2: Evolución angular de la articulación de la cadera.
a) Miembro afectado derecho asistido con EEF ; b) patrón de marcha normal



a)



b)

Figura 3: Evolución angular de la articulación de la rodilla.
a) Miembro afectado derecho asistido con EEF ; b) patrón de marcha normal

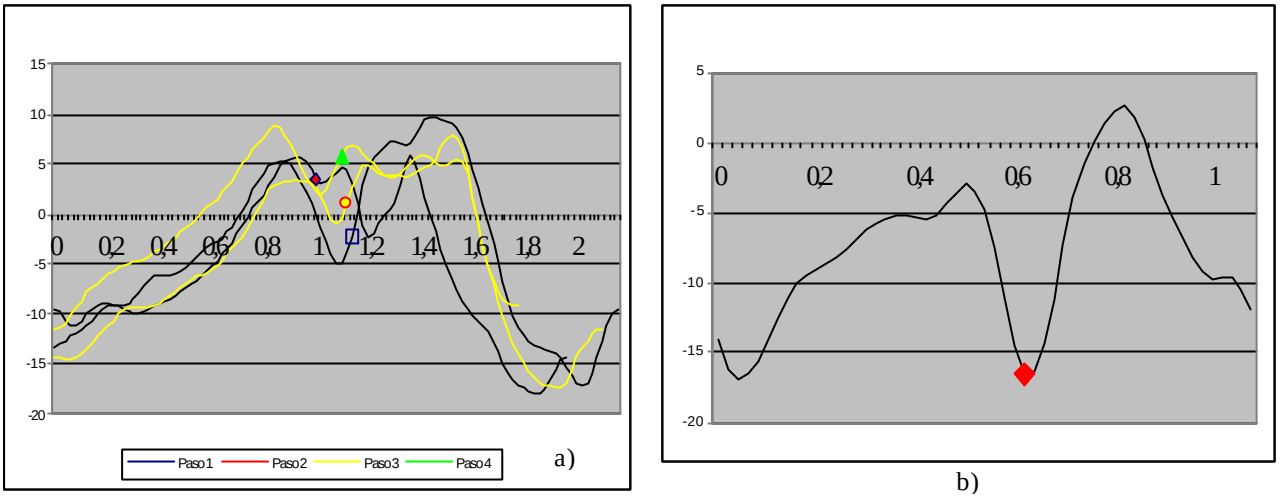


Figura 4: Evolución angular de la articulación del tobillo.
a) Miembro afectado derecho asistido con EEF ; b) patrón de marcha normal

Discusión y Conclusiones

Analizando la figura 2, se puede observar que ambas curvas goniométricas de la articulación de la cadera tienen morfología y excursiones similares.

La evolución angular de la rodilla muestra que el paciente puede flexionar la articulación, lo cual resulta ventajoso respecto al uso de ortesis rígidas, no obstante la reducción de la amplitud articular respecto de lo normal. La diferente morfología de la curva de marcha normal respecto a la del sujeto con paraplejía, que muestra una leve depresión de 5 grados en la mitad de la fase de balanceo, puede deberse quizás a que la repentina contacción de los dorsiflexores al inicio de la fase de balanceo produzca un espasmo muscular por la propia espasticidad del paciente o un efecto de tenodesis, resultando ambos en esa mínima extensión de rodilla.

Por último, la articulación del tobillo evidencia un patrón dorsiflexor predominante durante todo el ciclo de la marcha, no evidenciandose la flexión plantar característica del inicio de la fase de balanceo. Este comportamiento cinemático podría deberse al patrón de estimulación brindado por el BioStep y que se esquematizó en la figura 1. Esto es, apenas iniciada la fase de balanceo, BioStep estimula el nervio ciático poplíteo externo con las intensidades de corriente programadas, sin una rampa de ascenso o un período de latencia entre la detección de la intención de dorsiflexión por parte del paciente y el incio del tren de impulsos eléctricos. Esta observación podría aportar una futura mejora en el diseño del BioStep que incorpore un período de retardo antes de iniciar la estimulación en la fosa poplítea, representativo de la primera fase del balanceo.

Considerando los datos relevados se puede concluir que la EEF logra asistir la marcha de una persona con lesión incompleta acercando su patrón a la normalidad. Futuros esfuerzos podrían realizarse para optimizar tanto los sistemas tecnológicos como los protocolos de estimulación de manera de emular cada vez mejor los patrones de movimientos normales.

Referencias

[1] Graupe D. y Kohn K. “Functional electrical stimulation for ambulation by paraplegics”. Ed. Krieger publishing. 1ra Ed. 1994

[2] Tabernig C., Rufiner A., Schiaffino L., Escobar S. and Bonfils E. “Sistema de Estimulación eléctrica funcional para bipedestación y marcha”. XVI Congreso Anual de la Sociedad española de Ingeniería Biomédica, pp.397-399, Valencia, España, 1998.

[3] Karcnik T., Kralj A., "Stability and Energy Criteria in Healty and Paraplegic Subject Gait". Artificial Organs, Vol. 21, N° 3, pp 191-194, 1997.

[4] Granat M.H., Maxwell D.J., Ferguson A.C.B., Lees K.R., Barbenel J.C., "Peroneal Stimulator: Evaluation for the Correction of Spastic Drop Foot in Hemiplegia". Arch Phys Med Rehabil, Vol. 77, pp 19-24, 1996.

[5] Ferrarin M., Pedotti A., Boccardi S., Palmieri R., "Biomechanical Assessment of Paraplegic Locomotion with Hip Guidance Orthosis (HGO)". Clinical Rehabilitation, Vol. 7, pp 303-308, 1993.

[6] Malezic M., U. Bogataj, N Gros, I. Decman, P. Vrtacnik, M. Kljajii and R. Acimovic-Janezic. "Application of a programmable dual-channel adaptative electrical stimulation system for the control and analisys of gait". Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol. 29, 4, pp. 41-53. 1992.

[7] Goldfarb M., Durfee W.K., "Design of a Controlled-Brake Orthosis for FES-Aided Gait", IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Vol. 4, N° 1, pp 13-24, 1996.

[8] Braidot A., Cian L., Cherniz A., Gallardo D., Spinetto J. “Desarrollo un Sistema de Videografía Digital para Análisis de la Marcha”. Memorias del II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, La Habana, Cuba. Pp 1-6, Mayo de 2001.

EFEITOS DA ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR NA FORÇA DO TIBIAL ANTERIOR DE CRIANÇAS HEMIPARÉTICAS ESPÁSTICAS

L. C. B. G. Nunes*,**, A. A. F. Quevedo*,** e E. C. Magdalon*

* UNICAMP/ Departamento de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação; Centro de Engenharia Biomédica, Campinas, Brasil.
** UNICAMP/ CIPED - Centro de Investigações em Pediatria, Campinas, Brasil.

e-mail: ligia@ceb.unicamp.br

Abstract: Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) is widely used in treatment of spastic hemiparesis in children who suffered a stroke or cerebral palsy. This paper aims to evaluate the action of NMES in the strengthening of tibialis anterior muscle in hemiparetic spastic children. Ten children were divided in two groups of five and underwent a NMES treatment program. The first group have undergone 2 sessions of 30' a week while the second group have undergone a 30' weekly session. The statistical analysis used was Wilcoxon test. Results showed a statistically significant ($p \leq 0,05$) increase in muscle strength for both groups. This study indicates that NMES is an effective therapy auxiliary, even in low treatment frequencies.
***Palavras Chaves*: Terapia por eletroestimulação, Fisioterapia, Hemiparesia (paresia muscular).**

Introdução

A paralisia cerebral (PC) pode ser definida como uma encefalopatia estática que ocasiona um distúrbio não progressivo da postura e movimento, e em muitos casos é associada a outros distúrbios, resultante de um defeito ou lesão do cérebro em desenvolvimento. [1]. O acidente vascular cerebral (AVC) infantil é uma afecção consecutiva a uma lesão dos vasos cerebrais, de início abrupto, evoluindo em alguns segundos, minutos ou horas para uma síndrome neurológica de intensidade e conseqüências variáveis [2]. Uma das seqüelas mais comuns tanto da PC como do AVC infantil é a hemiparesia espástica, na qual ocorre um desequilíbrio entre os músculos agonistas e antagonistas, o que pode ocasionar problemas na marcha e contraturas [3], ou até mesmo deformidades, como o pé eqüino.

Os crescentes avanços da ciência têm permitido que sejam utilizadas novas tecnologias para auxiliar na reabilitação de pacientes que sofreram danos neurológicos. A interdisciplinaridade é um fator que, crescentemente vem contribuindo para a geração de uma melhor qualidade de vida, promovendo maior independência funcional a pessoas que eram consideradas totalmente dependentes.

A utilização da eletroestimulação neuromuscular tem se mostrado bastante útil no auxílio da reabilitação de pacientes neurológicos [4], [5], [6]. Embora a utilização de estimuladores elétricos seja crescente em fisioterapia neuropediátrica, ainda há muito receio de que com a eletroestimulação, ao invés de se provocar um aumento na força do músculo estimulado, a espasticidade que as crianças apresentam seja exacerbada [7], [8]. Protocolos internacionais de eletroestimulação utilizam freqüências semanais de sessões bastante altas, alguns até mesmo preconizam a realização de eletroestimulação por duas vezes ao dia [5], [9], [10], [11].

No Brasil, os serviços públicos contam com uma demanda de pacientes muito maior que a disponibilidade de recursos humanos e materiais existentes, o que torna a freqüência semanal de realização de terapias muito baixa. Normalmente, as crianças comparecem à fisioterapia uma ou duas vezes por semana, o que inviabiliza a realização de um protocolo terapêutico nos moldes da literatura internacional. Além da baixa freqüência semanal de fisioterapia, as crianças que utilizam um serviço público são em sua maioria, provenientes de um nível sócio-econômico baixo, o que torna o transporte dessas crianças excessivamente dispendioso para a família.

O objetivo do trabalho foi verificar os efeitos da EENM na força do músculo tibial anterior de pacientes seqüelados de paralisia cerebral ou de acidente vascular cerebral (AVC) infantil. em uma freqüência de realização de terapias compatível com a realidade nacional. É importante verificar também a influência da freqüência de terapias nos resultados obtidos, comparando-se os grupos que realizaram terapias uma e duas vezes por semana.

Materiais e Métodos

O projeto de pesquisa teve aprovação do CEP-Comitê de Ética em Pesquisa da FCM / UNICAMP em dezembro de 2002 (processo número 468/2002). Foram estudadas 11 crianças (7 meninos e 4 meninas), de 7 a 15 anos (11 ± 3,6 anos), cujos pais ou responsáveis aceitaram os termos do projeto e assinaram o termo de

consentimento esclarecido. Os dados das crianças são especificados na tabela 1. Tais pacientes deveriam apresentar os critérios especificados no quadro 1. Uma voluntária foi excluída do protocolo, porque realizou aplicação de toxina botulínica entre a avaliação inicial e o início das terapias.

Tabela 1. Características dos grupos de voluntários

	Grupo 1	Grupo 2
Faixa de idade	De 7,08 anos a 14,25 anos.	De 7,3 anos a 14,8 anos.
Idade (média e desvio padrão)	10,15 ± 2,86 anos	12,53 ± 2,97 anos
Sexo	3 m e 2 f	4m e 1 f
Lado Afetado	3 Dir e 2 Esq	2 Dir e 3Esq
Freqüência semanal	2 vezes	1 vez
Número de voluntários	5	5

Quadro 1. Critérios de seleção dos pacientes à pesquisa

Critérios de Seleção
Realizar fisioterapia no ambulatório de neuropediatria/HC
Hemiparesia espástica (PC ou AVC)
Faixa etária entre 5 a 15 anos
Marcha independente
Pacientes sem déficits cognitivos
Pacientes colaborativos
Sensibilidade superficial da perna preservada
Sem deformidade de tornozelo instalada
Sem aplicação de toxina botulínica pelo menos 6 meses antes do início da pesquisa
Não ter realizado nenhuma cirurgia prévia de alongamento tendinoso do tríceps sural.

As crianças foram sistematicamente divididas em 2 grupos e submetidas à sessões de eletroestimulação durante 7 semanas, com uma freqüência semanal de uma ou duas vezes, totalizando 14 sessões para o grupo 1 e 7 sessões para o grupo 2. A duração de cada sessão foi de 30 minutos.

A EENM de escolha foi a do equipamento FES 995-Four®, da Quark® equipamentos médicos. O equipamento obedece as normas de segurança IEC 601, para equipamentos eletromédicos e IEC 601-2-10 para eletroestimuladores [12]. É importante ressaltar que todas as crianças realizaram normalmente as sessões de fisioterapia convencional no ambulatório de Fisioterapia Neuropediátrica do Hospital das Clínicas da UNICAMP.

As avaliações foram realizadas por uma fisioterapeuta externa à realização do protocolo, com o objetivo de conferir maior isenção em sua realização e na plotagem dos dados. Foram realizadas três avaliações: uma antes das intervenções (inicial), outra de 7 a 8 semanas após o início das intervenções (final), após as terapias terem sido concluídas e uma última avaliação tardia, que foi realizada de 8 a 9 semanas após o fim das terapias. Além dos itens tradicionais de uma avaliação clínica, como história da moléstia atual, doenças associadas, exame físico geral, avaliações funcionais, foi realizado o exame específico de força muscular para dorsiflexores (tibial anterior). O teste de força muscular (tabela 2) aplicado foi um teste manual [13]. A escolha do teste justifica-se por sua praticidade, economia e por sua ampla utilização na prática clínica.

Tabela 2: Graduação da força muscular [13].

Escala de Avaliação da Força muscular	
0	Não se percebe nenhuma contração
1	Traço de contração, sem produção de movimento
2	Contração fraca, produzindo movimento com a eliminação da gravidade
3	Realiza movimento contra a gravidade, porém sem resistência adicional
4	Realiza movimento contra a resistência externa moderada e gravidade
5	É capaz de superar maior quantidade de resistência que no nível 4

As sessões de EENM ocorreram nas dependências do Centro de Investigações em Pediatria (CIPED-UNICAMP) e o espaço foi gentilmente cedido por sua administração.

Durante as sessões de eletroestimulação, os pacientes permaneciam sentados em uma cadeira estofada, com os joelhos flexionados a aproximadamente 90º e o pé descalço, com o calcanhar em contato com o solo (figura 1). Os pacientes cujos calcanhares não alcançaram o solo no posicionamento de terapia tiveram os pés suportados com um banco pequeno, de maneira com que tivessem apoio nos calcanhares. Os eletrodos do equipamento de eletroestimulação foram colocados superficialmente sobre o músculo tibial anterior, nas proximidades do ponto motor do músculo. [14].



Figura 1. Posicionamento de paciente durante a terapia.

Os parâmetros para a utilização da EENM, que encontram-se na tabela 3 foram escolhidos com base em trabalhos de eletroestimulação da literatura [15], [16],[17], [18] e em testes pilotos realizados em 7 adultos normais, e deveriam provocar uma evidenciada contração muscular, sem causar dor. A intensidade de corrente aplicada foi escolhida durante as terapias, de acordo com a sensibilidade de cada paciente. A intensidade máxima atingida durante as terapias variou de 28 a 44 mA.

Tabela 3. Parâmetros de eletroestimulação utilizados no protocolo de pesquisa.

Parâmetros de Eletroestimulação	
Tempo	30 minutos;
Freqüência	50 Hz;
Largura de pulso	250 μs
Tempo de estimulação	30 minutos
Ciclo on/off	5 segundos de estimulação e 10 segundos de repouso

As avaliações de força muscular foram analisadas estatisticamente através dos testes não-paramétricos de Wilcoxon, para comparação entre avaliações no mesmo grupo e Mann-Whitney, para comparação entre os grupos [19].

Resultados

A média dos escores obtidos nas avaliações de força muscular dos dorsiflexores nas avaliações inicial, final e tardia foram de respectivamente 3,5 ($\pm$0,5), 4 ($\pm$0,35) e 3,9 ($\pm$0,54) para o grupo 1 e de 3,2 ($\pm$0,44), 4,1 ($\pm$0,28) e 3,9 ($\pm$0,65) para o grupo 2.

Quadro 2. Teste Estatístico de Wilcoxon para comparar os estágios dentro dos grupos.

Grupo	Localização	Teste da Mediana>0 (H_1: Me>0)	
		W	p-valor
1	Força dorsi-lesado inicial-final	10,0	0,05*
	Força dorsi-lesado inicial-tardio	6,0	0,091
	Força dorsi-lesado final-tardio	0,0	0,977
2	Força dorsi-lesado inicial-final	15,0	0,03*
	Força dorsi-lesado inicial-tardio	10,0	0,05*
	Força dorsi-lesado final-tardio	0,0	0,963

Observando-se o quadro 2, percebe-se que, em um alfa de 5%, existem diferenças significativas entre os estágios inicial e final de força de dorsiflexão do tornozelo do lado lesado (p=0,05) para o grupo 1.

Também foram encontradas diferenças para os níveis de força de dorsiflexão do tornozelo do lado lesado inicial e final (p >0,05), e inicial e tardio (p=0,05) no grupo 2. Os valores tardios, embora não indiquem diferenças significativas com relação aos iniciais, permaneceram em um nível intermediário entre a avaliação inicial e a final.

Na comparação entre os grupos, através do teste estatístico de Mann-Whitney, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Discussão

Na literatura, pesquisas com eletroestimulação em pacientes hemiparéticos espásticos demonstram que é possível melhorar os níveis de força muscular, obtendo-se também um aumento na amplitude de movimento e melhora nas atividades funcionais das crianças [8], [10], [20], [15].

Através da revisão bibliográfica de Kerr, McDowel e McDonough [15], a qualidade dos protocolos de eletroestimulação, bem como os resultados obtidos com os mesmos foram examinados. Na análise dos estudos, constatou-se que houve um aumento significativo da força do músculo tibial anterior nos estudos randomizados.

Além da força muscular, ocorre a preocupação com a plasticidade neuronal ocasionada pela EENM. Alguns autores sugerem teorias dos mecanismos de plasticidade e constatam que as crianças possuem maior capacidade de regeneração das funções perdidas do que os adultos [21],[22], [23], [24].

Os resultados obtidos na presente pesquisa indicam que houve aumento na força muscular do tibial anterior dos pacientes de ambos os grupos e que os valores alcançados na avaliação tardia foram superiores aos iniciais, sugerindo que, com a EENM como auxiliar da fisioterapia, mesmo em uma freqüência semanal de terapias reduzida, podem ser obtidos progressos satisfatórios na força muscular de crianças hemiparéticas espásticas. Em razão do número de voluntários ter sido reduzido, são necessários novos estudos para se confirmar tais achados.

Agradecimentos

Os pesquisadores agradecem aos voluntários e seus reponsáveis; à CAPES, pelo apoio financeiro; à QUARK produtos médicos, pelo empréstimo do equipamento FES VIF 995- four; ao CIPED- Centro de Investigações em Pediatria, pelo empréstimo do local de realização das terapias e ao ambulatório de Fisioterapia Neuropediátrica do HC/UNICAMP, pelo auxílio no cadastramento dos voluntários.

Referências

[1] NELSON W.E (editor sênior), *Tratado de Pediatria.* 15. ed. (Tradução de Marcio Moacir de Vasconcelos *et al*). Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1997.

[2] ROWLAND L. P. Merrit, *Tratado de Neurologia* 7ª. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1986.

[3] PERRY,J, "Determinants of muscle function in the Spastic Lower extremity"**.** *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 288: 10-25, march 1993.

[4] BOWER E. *et al,* "Randomized controlled trial of physiotherapy in 56 children with cerebral palsy followed for 18 months." *Developmental Medicine & Child Neurology*. 43: 4-15, 2001.

[5] CHAE J. *et al,*"Intramuscular electromyographically controlled neuromuscular electrical stimulation for ankle dorsiflexion recovery in chronic hemiplegia." *Am. J. Phys. Med. Rehabilitation*, 80: 842-847, 2001.

[6] GIUFFRIDA J.P., CRAGO P.E., "Reciprocal EMG control of elbow extension by FES. " *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 9 (**4**): 338-345, dec 2001.

[7] DAMIANO D., DODD K., TAYLOR N.,"Should we be testing and training muscle strength in cerebral palsy? " *Developmental Medicine & Child Neurology*. 44: 68-72, 2002.

[8] WILEY M.E., DAMIANO D.,"Lower-extremity strength profiles in spastic cerebral palsy." *Developmental Medicine & Child Neurology*. 40: 100-107, 1998.

[9] SCHEKER L.R., CHESHER S.P. and RAMIREZ, S., "Neuromuscular Electrical Stimulation and Dinamic Bracing as a Treatment For upper-extremity Spasticity in Children with Cerebral Palsy. " *Journal of Hand Surgery*. 24B (**2**): 226-232, 1999.

[10] WRIGHT P.A., GRANAT M.H.,"Therapeutic effects of functional electrical stimulation of the upper limb of eight children with cerebral palsy. " *Developmental Medicine & Child Neurology*, 42: 724-727, 2000.

[11] SOMMERFELT K, *et al*, "Therapeutic electrical stimulation in cerebral palsy: a randomized, controlled, crossover trial." *Developmental Medicine & Child Neurology* . 43: 609-613, 2001.

[12] QUARK produtos médicos,*'Manual de Operação* do FES-VIF 995 dual e FES-VIF 995 four', 1. ed: Piracicaba: s.e., 2002.

[13] KENDALL F.P., MCCREARY E.K., PROVANCE P.G., *Músculos, Provas e Funções*. São Paulo: Editora Manole, pp 4-5, 1995.

[14] SCOTT, O. "Efeitos estimulantes". In: KITCHEN S, BAZIN, S., *Eletroterapia de Clayton***.**10.ed. São Paulo: Editora Manole, pp 111-119, 1998.

[15] KERR C.; McDOWEL B.; McDONOUGH S., "Electrical stimulation in cerebral palsy: a rewiew of effects on strengh and motor function." *Developmental Medicine & Child Neurology*. 46: 205-213, 2004.

[16] SCOTT O..M., VRBOVA G., HYDE S.A., DUBOWITZ V, "Effects of chronic low frequency electrical stimulation on normal human tibialis anterior muscle." *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry,* 48: 774-781, 1985.

[17] GUIRRO E.C.O e GUIRRO R.R.J, *Fisioterapia em Estética*: fundamentos, recursos e patologias, 2.ed. São Paulo: Editora Manole, pp.91-117, 1996.

[18] MYLON Tech Health Technologies Inc, *What is N.M.E.S.?* Internet site address: http://www.mylontech.com/faq2.asp. Acessado em 01/10/2003.

[19] IATROS- *Estatística em ciências da saúde*, Interne site address: http://www.vademecum.com.br/iatros. Acessado em 20/04/2004.

[20] DALY J. *et al,*. "Therapeutic Neural Effects of Electrical Stimulation." *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 4 (**4**): 218-230, dec 1996.

[21] KROON J.R., IJZERMAN M.J., LANKHORST G.J., ZIVOLD, G, "Electrical stimulation of the upper extremity in stroke: comparison of two stimulation strategies." *Roessing Research and Development* Internet site address: http://www.rrd.nl/www/publications/Esetueis.pdf. Acessado em 10/03/04.

[22] PIOVESANA A.M.S.G., *Paralisia Cerebral Hemiparética:* Aspectos Evolutivos, Plasticidade Cerebral, e especialização Hemisférica. 1999. Tese (Doutorado em Neurologia/ Neurociências). Faculdade de Ciências Médicas, Universidade Estadual de Campinas. Campinas, 1999.

[23] VILLAR F.A.S., "Alterações Centrais e Periféricas Após Lesão do Sistema Nervoso Central. Considerações e Implicações para a Fisioterapia." *Revista Brasileira de Fisioterapia*; 2(**1**): 19-34, 1997.

[24] RUSHTON D.N, "Functional electrical stimulation and rehabilitation- an hypothesis." *Medical engineering & Physics*, 25: 75-78, 2003.

DISPOSITIVO PARA MEDIDAS DE RAIOS DE CURVATURA EM CÓRNEAS HUMANAS

Liliane Ventura[1,2], Cassius Riul[1,2,4], Jean-Jacques De Groote[3], Sidney Júlio de Faria e Sousa[2]

[1] Universidade de São Paulo / Depto. de Engenharia Elétrica – EESC, São Carlos (SP), Brasil

[2] Universidade de São Paulo / Depto. de Oftalmologia – FMRP, Ribeirão Preto(SP), Brasil

[3] CALMed Ltda-ME, São Carlos (SP), Brasil

[4] Universidade de São Paulo / Depto. de Física e Matemática – FFCLRP, Ribeirão Preto(SP), Brasil

e-mail: liliane@sel.eesc.usp.br, liliane@fmrp.usp.br

Abstract: A prototype for measuring the radii of curvature of the cornea has been developed and patented. The system consists of projecting 72 light spots displayed in a precise circle at the examined cornea. The reflected image of these light spots are captured and the deformation of the circle of these spots is analyzed in order to provide the radii of curvature of the cornea as well as the associated astigmatism. Astigmatisms up to 48di are able to be measured. Volunteer patients (400) have been submitted to the system and the results show that our system has a high correlation factor with the commercially available keratometers: 0,96 for the astigmatism and 0,93 for the associated axis (Humphrey);0,98 for the astigmatism and 0,97 for the associated axis (Baush-Lomb).

Key-words: automatic keratometry, cornea, slit lamp

Introdução

Existem basicamente dois tipos de ceratômetros (equipamento que realiza a medida de raios de curvatura da córnea) no mercado: o automático e o manual. Estes utilizam o princípio de *Helmholtz* (miras fixas e sistema duplicador móvel) ou o princípio de *Javal – Schiotz* (miras móveis e sistema duplicador fixo) [1-3]. Nosso sistema, acoplado à lâmpada de fenda, utiliza o princípio de miras de tamanho fixo. O cálculo do raio de curvatura da córnea se dá pela correlação geométrica entre as dimensões do reflexo da mira projetada nos olhos dos pacientes e da dimensão real da mira.

A córnea possui uma superfície curva, com índice de refração de 1,376 e sua espessura é de 0,480mm [4-6]. O raio de curvatura externo é de aproximadamente 7.8mm e o raio de curvatura da face interna da córnea varia entre 6,2 e 6,8mm. Todavia, a córnea é muito fina e para os cálculos considera-se somente a sua região central. Nessa região é possível considerar que suas superfícies são paralelas [6,7].

A parte central da superfície da córnea, onde a mira de pontos é projetada (3mm) é esférica. Portanto, a córnea se apresenta, teoricamente, como sendo um espelho convexo esférico. Assim, um objeto *h* (metade da mira anelar) está posicionado a uma distância *a* da córnea. A reflexão forma uma imagem virtual de tamanho *y* (metade da imagem projetada no olho, em torno de 1,5mm) à uma distância *b* da córnea. A distância *a é de* 100mm para a Lâmpada de Fenda Modelo Zeiss 2ED. A distânica *b* é a que dista entre a superfície da córnea e a imagem formada da mira na córnea.

Considerando que os feixes de luz provenientes de *h* fazem pequenos ângulos com o eixo ótico, pode-se considerar, com base nos dois argumentos acima, que a distância focal é a metade do raio de curvatura (*R*). Então, analisando a figura 1 e fazendo semelhança de triângulos, obtém-se:

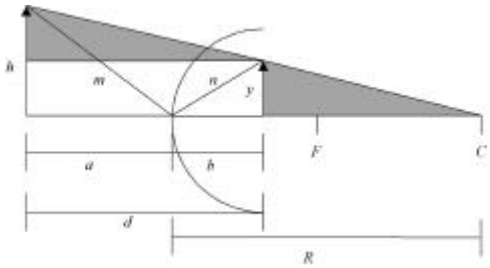


Figura 1: Desenho esquemático da mira projetada na córnea.

Pela semelhança dos triângulos *hma* e *nby*, tem-se:

$$\frac{h}{a} = \frac{y}{b} \qquad (1)$$

$$hb = ya$$

Onde *h* é a metade do diâmetro da mira de *leds* , *y* é a imagem projetada do objeto de dimensão *h*, *a* é a

distância do objeto *h* à córnea e *b* é a distância da córnea à imagem formada em seu interior.

$$a+b=d \qquad (2)$$
$$a=d-b$$

$$hb=y(d-b) \qquad (3)$$
$$b(h+y)=yd$$
$$b=\frac{yd}{(h+y)}$$

Pela semelhança dos triângulos marcados mais escuros, temos (onde *R* é o raio de curvatura da córnea):

$$\frac{h-y}{d}=\frac{y}{R-b}$$
$$hR-hb-yR+yb=yd$$
$$\frac{(h-y)yd}{(h+y)}=hR-yR-yd$$
$$(h-y)yd=hR(h+y)-yR(h+y)-yd(h+y) \qquad (4)$$
$$hyd-y^2d=h^2R+hRy-hRy-y^2R-hyd-y^2d$$
$$2hyd=h^2R-y^2R$$
$$h^2R-h2yd-y^2R=0$$
$$\Delta=4y^2d^2-4R^2y^2$$
$$\Delta=4y^2(d^2-R^2)$$
$$h=\frac{2yd\pm 2y\sqrt{d^2-R^2}}{2R}$$

$$h=\frac{yd+y\sqrt{d^2-R^2}}{R} \qquad (5)$$

A leitura apresentada nos ceratômetros comuns é geralmente expressa em termos da recíproca do raio de curvatura, que é conhecida como poder ótico ou poder de refração (*F*), cuja unidade é expressa em dioptrias (di):

$$F=\frac{n_c-1}{R} \qquad (6)$$

onde n_c= 1,3375 é o índice de refração da córnea.

Materiais e Métodos

Foi desenvolvido um sistema de projeção de anel perfurado, onde 72 pontos luminosos são projetados no olho do paciente, garantindo a precisão das medidas. As figuras 2a e 2b são uma foto do anel no sistema, com vista frontal e lateral, respectivamente, e a figura 2c ilustra a imagem do anel projetada no olho.

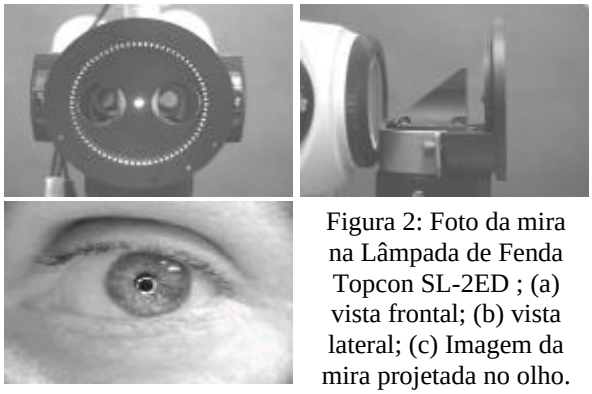


Figura 2: Foto da mira na Lâmpada de Fenda Topcon SL-2ED ; (a) vista frontal; (b) vista lateral; (c) Imagem da mira projetada no olho.

O Software Desenvolvido - A imagem do anel capturada sofre um pré tratamento para se eliminar os ruídos e em seguida é feito um tratamento para se determinar as posições dos pontos do anel luminoso. Quando identificados, a melhor elipse é traçada por eles e, assim determinados os eixos maiores e menores da elipse. Com estes dados à mão, a conversão entre pixels e mm é feita e a ceratometria é apresentada.

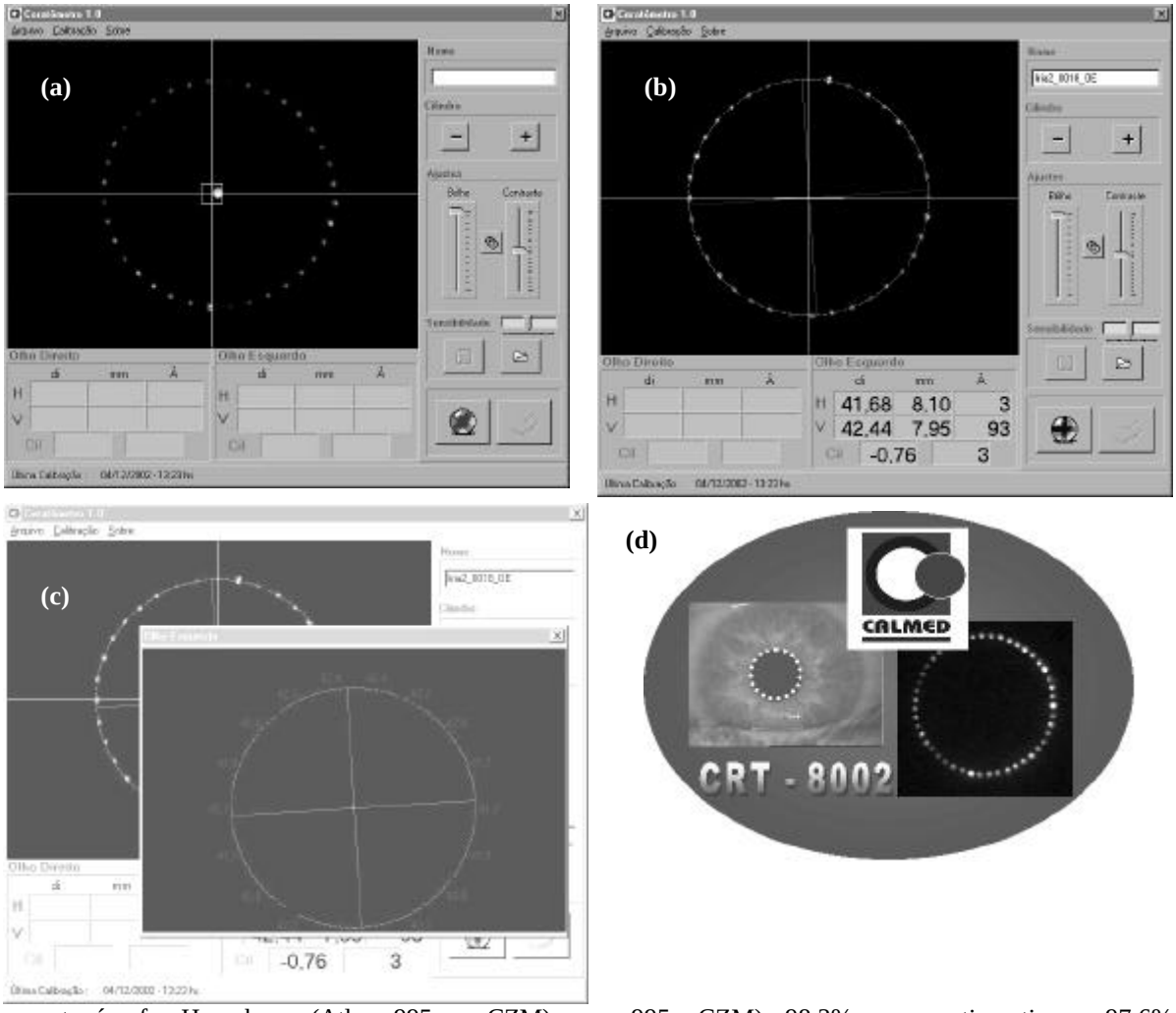
Um dispositivo para calibração do sistema foi desenvolvido e através do botão de calibração, uma esfera de raio de 7,895mm é inserida no dispositivo. O dispositivo é posicionado no local de aferição de foco da Lâmpada de Fenda (todos os modelos possuem este local), onde a imagem está focalizada independente mente da movimentação da Lâmpada de Fenda. A imagem do anel é apenas centralizada sobre ela, rotacionando-se o dispositivo, e ao se capturar a imagem, a calibração é feita. Se houver alguma descentralização, o sistema anuncia a calibração pobre, muito embora permita prosseguir, se assim o desejar.

A figura 3 mostra as telas de focalização do olho do paciente, no aumento 16X da Lâmpada de Fenda, com o *led* centralizador aceso. O ponto central (Figura 3a) deve estar dentro do quadrado central da tela de captura e o momento de captura da imagem, via pedal, ou botão de mão, ou mouse, ou teclado, é quando os pontos estão focalizados e o ponto de luz central coincida com o centro do quadrado amarelo central da tela. Durante o processo de focalização, a legenda do olho a ser examinado fica piscando, indicando o lado do olho. As linhas horizontais e verticais servem de guias e ao capturar a imagem, elas servem de parâmetro para se saber a descentralização da ceratometria obtida (Figura 3b). A apresentada aqui está bem centralizada (paciente bastante colaboradora) e as linhas brancas (horizontais e verticais) sobrepostas às guias amarelas, indicam a centralização. A ceratometria é apresentada na parte inferior da tela. A figura 3c mostra o mapa ceratométrico e a 3d a tela de apresentação do sistema.

Os botões de contraste e brilho permitem o ajuste da imagem para se adequar ao ambiente de medida (ambientes escuros, ambientes com luz, etc, muito embora recomenda-se que o ambiente esteja escuro), e o botão de sensibilidade permite o ajuste para pacientes com baixo reflexo epitelial. Os botões de cilindros positivo e negativo permitem a ceratometria para estes dois modos. Um mapa numérico, do poder refrativo, também é apresentado (figura 3c), se solicitado.

Resultados

Ao longo de 12 meses, mais de 400 pacientes foram avaliados e testados, separados em grupos de: olhos apenas com astigmatismo, olhos com ceratocone, pós-operatórios de transplantes de córnea, pós-operatórios de cataratas e pterígios. As medidas foram comparadas em relação ao astigmatismo medido e seu eixo associado,



com o topógrafo Humphrey (Atlas 995 – CZM), ceratômetro Baush-Lomb e auto-refrator Kanon – RK-5.

As figuras 4a e 4b trazem o gráfico de correlação entre o nosso sistema e o topógrafo Humphrey relativo ao astigmatismo e seu eixo associado, respectivamente, para 44 pacientes representativos do grupo. O mesmo foi feito para os demais equipamentos comerciais citados.

As concordâncias entre o nosso sistema e os comerciais foram: 96,6%para o astigmatismo e 93,6% para o eixo, em relação ao topógrafo Humphrey (Atlas 995 – CZM); 98,3% para o astigmatismo e 97,6% para o eixo (Baush-Lomb); e de 95,3% para o astigmatismo e 98,5% para o eixo (auto-refrator Kanon- RK5).

Discussões

Para se saber o erro inerente de nosso sistema, foram feitas medidas em esferas de raio de curvatura de alta precisão (esferas de rolamento), cujos raios de curvatura variam entre 4,5-9,5mm ±0,0005mm e apresentaram 100% de repetibilidade nas medidas (10

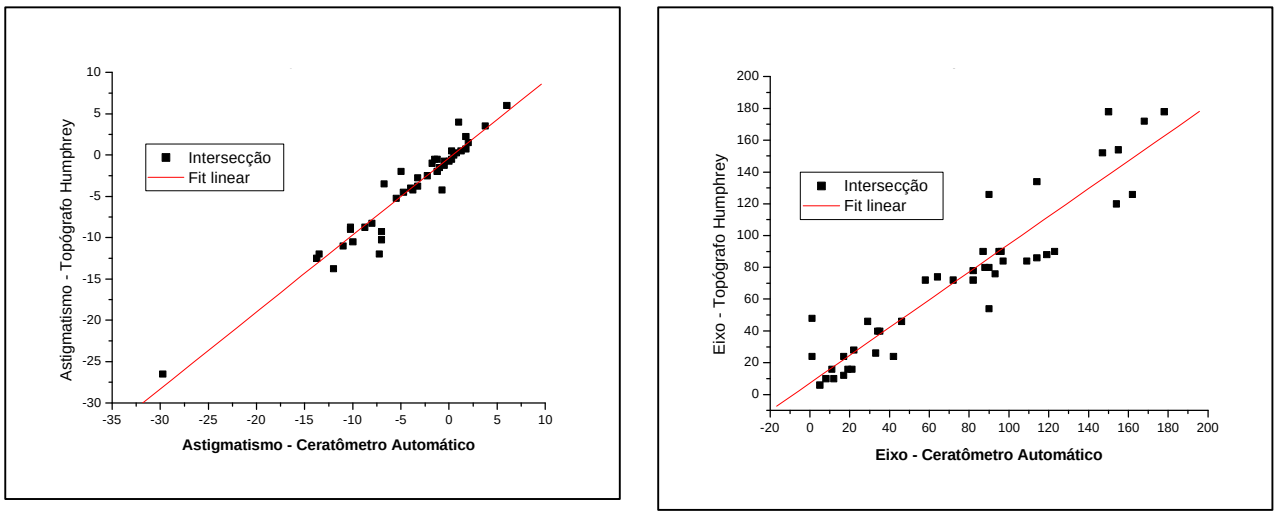


Figura 3: Gráficos dos dados obtidos no nosso sistema e no topógrafo Humprey relativamente ao: (a) astigmatismo; (b) eixo associado.

medidas consecutivas para cada uma delas). Esferas de raios de 2,5mm e 12,5mm foram também medidas, porém suas repetibilidades variaram entre 93-95%, devido aos extremos nas dimensões das imagens para processamento.

As pequenas diferenças de medidas apresentadas entre o nosso sistema e os comerciais são devido ao fato da dificuldade de alinhamento de alguns dos equipamentos em relação ao centro ótico do olho do paciente. Estes pequenos desvios são considerados dentro do erro na Oftalmologia.

Conclusão

O sistema desenvolvido foi bem sucedido na realização das medidas ceratométricas para casos simples e mais complexos de astigmatismo corneanos. O sistema apresenta um baixo custo em relação aos equipamentos automáticos no mercado e um preço similar ao ceratômetro manual comercializado. O intervalo de medida do sistema é de 26,8D-75D, com erro de 1° no eixo de astigmatismo e de 0,0025mm em relação aos raios de curvatura.

O sistema realiza as medidas em 1,2s para um computador Pentium I, 300Mhz. Também pode-se realizar as medidas em *lap-top*.

O sistema foi patenteado e financiado pela FAPESP e encontra-se em uso no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto.

Agradecimentos

Agradecemos à FAPESP por todo suporte financeiro, tanto do projeto PIPE, como das patentes depositadas e ao Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto por proporcionar as medidas nos pacientes voluntários.

Referências

[1] TASMAN, W.; LEGER, E.; Duane's *Clinical Ophthalmology*, Vol.1, Lippicott-Raven publisher, N.Y., 1995.

[2] SMITH, GEORGE; ATCHISON DAVID A.; *The Eye and Visual Optical Instruments*, Cambridge University Press, 1941, p.175.

[3] DUKE-ELDER; *The Development Form and Function of The Visual Apparatus*, Textbook of Ophthalmology, Vol I , The CV Mosby Co. 1940 p.739.

[4] DUKE-ELDER, S. & ABRAMS, D.; *System of Ophthalmology* London, Henry Kimpton,1970. v.V, ch. 4-7.

[5] SPALTON, D.J ; HITCHINGS, R.A ; HUNTER, P.A ; "The Cornea" *Ophthalmology*, Merck Sharp & Dohme International, 1987.

[6] JUE, BILL AND MAURICE, DAVID M.; "The Mechanical Properties of the Rabbit and Human Cornea", *J. Biomechanics*, vol. 19, n. 10, pp 847-853, 1986.

[7] M.J. HOGAN, J.A. ALVARADO, E. WEDDELL, *Histology of the Human Eye* Philadelphia, WB Saunders, 1971.

ENSAIOS DE DESEMPENHO DE UM VENTILADOR PULMONAR MICROCONTROLADO PARA PEQUENOS ANIMAIS

G.D. ZETTERMANN*, L.C.A. COSTA*, F.C. JANDRE* e A. GIANNELLA-NETO*

* Programa de Engenharia Biomédica (PEB/COPPE)
Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ)
Caixa Postal 68510, Rio de Janeiro, Brasil, 21945-970
e-mail: clipso@peb.ufrj.br

Abstract: Small animals are widely used to study the mechanical properties of the respiratory system and its changes caused by pulmonary illnesses or influence of drugs. In these experiments, mechanical ventilation is commonly used to assist the breath of the animal. This paper presents a new computer-controlled ventilator for small animals capable to generate constant-flow ventilation through the control of a solenoid proportional valve. The device was evaluated with physical models of rats and rabbits.. The errors found in both models were smaller than 10% in ventilatory parameters and 5% in time parameters, meeting the requirements of the norms of mechanical ventilators for human.

Palavra-chave: **Pequenos animais, válvula solenóide proporcional, ventilação mecânica, sistema respiratório.**

Introdução

Pequenos animais, como camundongos, ratos e coelhos, são amplamente utilizados em laboratórios como modelos vivos para caracterização das propriedades mecânicas do sistema respiratório (SR), e das alterações causadas por doenças pulmonares ou uso de fármacos [1-3]. Neste tipo de experimento é comum o uso de ventilação mecânica para controlar ou auxiliar a respiração do animal.

Os ventiladores mecânicos para pequenos animais comercializados atualmente, principalmente os ciclados pelo mecanismo de pistão-seringa-motor, não oferecem os mesmos recursos tecnológicos que possuem os ventiladores utilizados em humanos [3-4]. A monitorização da mecânica respiratória, sistema de alarmes e a possibilidade de diferentes formas de onda para o fluxo inspiratório são alguns dos recursos encontrados nestes ventiladores mecânicos.

A necessidade de ventiladores para pequenos animais melhores que os encontrados comercialmente, principalmente na manutenção do fluxo inspiratório constante e independente das mudanças exercidas na mecânica do SR, conduziu diversos laboratórios a construírem seus próprios ventiladores [1-3,5].

Este trabalho descreve um ventilador mecânico para pequenos animais, capaz de gerar fluxos inspiratórios constantes, através do controle realimentado por uma válvula solenóide proporcional (VSP). O ventilador também permite o controle dos demais parâmetros ventilatórios e temporais, como volume corrente (V_T), freqüência respiratória (FR), relação tempo inspiratório:tempo expiratório (relação I:E). Finalmente, visando avaliar a qualidade do projeto, foram realizados ensaios de desempenho com modelos físicos para duas espécies de pequenos animais, tomando com base as normas técnicas de ventiladores empregados em humanos [6,7].

Materiais e Métodos

O ventilador mecânico para pequenos animais proposto neste artigo foi desenvolvido conforme o diagrama esquemático mostrado na Figura 1. Uma VSP VSONC-5S11-VD-F8 (Pneutronics, EUA) foi empregada para atuar no sistema fornecendo fluxo constante a partir da intensidade de corrente elétrica presente em seus terminais. O controle sobre a VSP foi realizado em malha fechada por um controlador proporcional-integral (PI) digital, implementado pelo software Simulink 3.0/MatLab 5.3 (The MathWorks Inc, USA) em um microcomputador, compatível com o Pentium® 133 MHz (unidade de controle).

O sinal de entrada do controlador PI foi adquirido pelo pneumotacômetro de controle (R_PTC) desenvolvido no PEB/COPPE/UFRJ, acoplado a um transdutor de pressão diferencial 163PC01D48 (Honneywell, EUA), e entregue à unidade de controle pela placa conversora analógico-digital PCI 6023E de 12 bits (National Instruments, EUA) na taxa de 200 amostras por segundo por canal. Os ganhos do controlador PI foram ajustados pelo método de Ziegler-Nichols em malha fechada [8], diretamente sobre o sistema.

Também foi utilizada uma válvula solenóide de 3 vias, modelo 003-0459-900 (Parker Hannifin Corporation, EUA) como válvula expiratória (VE) do ventilador e programada para permanecer fechada no ciclo inspiratório e aberta no ciclo expiratório. Por ser normalmente aberta, ela automaticamente é aberta na falta de energia, tornando-se também uma válvula de segurança para falha elétrica. Adicionalmente, a VE também foi designada como válvula de sobre-pressão,

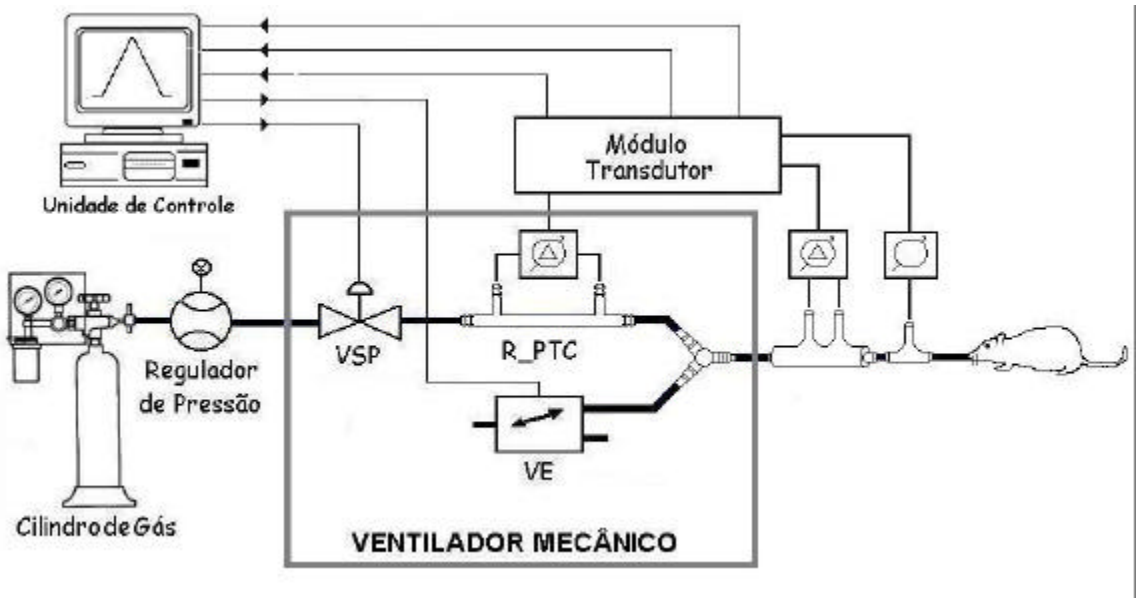


Figura 1 – Diagrama esquemático do ventilador mecânico para pequenos animais, destacando a válvula solenóide proporcional (VSP), a válvula expiratória (VE) e o pneumotacômetro de controle (R_PTC).

sendo programada para abrir numa pressão superior a 100 cmH_2O ou menor, segundo ajuste do operador. Todos os controles da VE foi realizado pela unidade de controle.

A unidade de controle, através de um painel de controle gráfico implementado no software MatLab, também é responsável: pelo ajuste da linha de base do sinal de fluxo no início do funcionamento do ventilador ou a cada vez que o operador comandar; pela alteração dos polinômios de calibração do R_PTC; pela aplicação de pausa inspiratória no sistema e por todas as alterações possíveis nos parâmetros ventilatórios. Houve a necessidade de etapas de potência (*driver*), para amplificar a corrente fornecida pela unidade de controle para ambas as válvulas.

Por fim, completam o circuito do ventilador: um cilindro de ar medicinal com regulador de pressão padrão medicinal (AGA, Brasil) ajustado em 2 kgf/cm^2 e em série com um regulador HPLC501-40-4F-4F (VEC, EUA) ajustado em 300 cmH_2O.

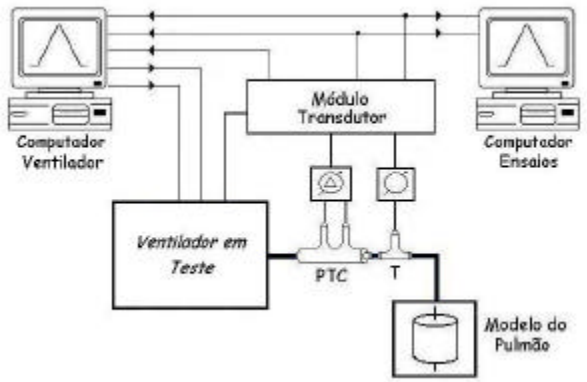


Figura 2: Desenho da montagem utilizada para o ensaio de desempenho de ventilador mecânico

Para a realização dos ensaios de desempenho dos parâmetros ventilatórios, volume corrente inspiratório (V_{Tinsp}), volume corrente expiratório (V_{Texp}), volume minuto (V_{min}), FR, tempo inspiratório (TI), tempo expiratório (TE) e relação I:E, o local foi climatizado a 25^oC, sendo o sistema montado de acordo com a Figura 2.

Para medição da pressão de boca utilizou-se um transdutor de pressão 163PC01D48 (Honneywell, EUA), e para as medidas de fluxo um pneumotacômetro capilar (PTC) [4], calibrado com polinômios de terceira ordem na faixa de 0 a 60 mL/s com erros menores que ± 5% e acoplado a um transdutor de pressão diferencial 176PC07HD2 (Honneywell, EUA). Ambos os sinais de pressão foram condicionados pelo Módulo de Transdutores de Pressão para Mecânica Respiratória, sendo filtrados por um filtro passa-baixa de quarta ordem Butterworth 33 Hz (-3 dB) e entregues a um segundo computador, também compatível com o Pentium® 133 MHz, utilizando uma placa conversora analógico-digital PCI-6023E de 12 bits (National Instruments, EUA) com taxa de amostragem de 200 amostras por segundo por canal. A utilização de um segundo computador (ensaios) teve como objetivo adquirir os parâmetros ventilatórios e temporais independente do sistema avaliado. Estes parâmetros foram obtidos através do software DAS (*Data Acquisition System*), desenvolvido no PEB/COPPE/ UFRJ.

O modelo do pulmão, constituído de uma complacência (C) e de uma resistência (R), foi empregado nos ensaios para simular a mecânica respiratória do SR de pequenos animais, nas condições: normal (pulmão sadio) e anormal (pulmão doente). Para ratos (EPL), o modelo físico foi desenvolvidos no PEB/COPPE/UFRJ [4], enquanto o modelo TTL 2601T (Michigan Instruments, EUA) e agulhas

hipodérmicas (Injex, Brasil) foram utilizados para simular o SR de coelhos (TTL). Os valores de R e C para ambos modelos foram estimados, na condição normal, a partir do peso médio de cada espécie de animal [9], através de fórmulas alométricas [10]. Os valores de R e C nas condições anormais foram gerados arbitrariamente, quando possível, dos valores normais. Na Tabela 1, encontra-se os valores de R e C para os modelos físicos empregados nos ensaios.

Tabela 1 – Complacências e resistências utilizadas no ensaio de desempenho.

Complacências (mL/cmH_2O)					
Código	TTL1	TTL2	ELP0	ELP1	ELP2
C	6,0000	3,0000	0,6093	0,4383	0,2645
Resistência ($cmH_2O/(L.s^{-1})$)*					
Código	R50	R100	R225	R720	R1200
R	52,26	97,22	226,69	720,87	1197,61
Erro	± 17%	± 12%	± 11%	± 10%	± 3%
Fluxo (mL/s)	0 a 40	0 a 40	0 a 8	0 a 8	0 a 1

* Os valores de R são somente os valores apresentados nesta tabela se utilizados dentro da faixa de fluxo mostrado.

Para a análise dos dados, foram adquiridos 50 ciclos ventilatórios fornecidos pelo ventilador para cada espécie e condição do pulmão do animal. Obteve-se a média, o desvio padrão e o erro relativo em relação ao valor pré-ajustado dos parâmetros ventilatórios e temporais .

Resultados

Na Figura 3 vêem-se as formas de onda obtidas pelo ventilador mecânico ao ventilar com os parâmetros de V_T de 2,5 ml, FR de 72 cpm e relação I:E de 1:1 em um modelo físico com C de 0,2645 mL/cmH_2O e R de 226,69 $cmH_2O/mL/s$, correspondente a um rato [11].

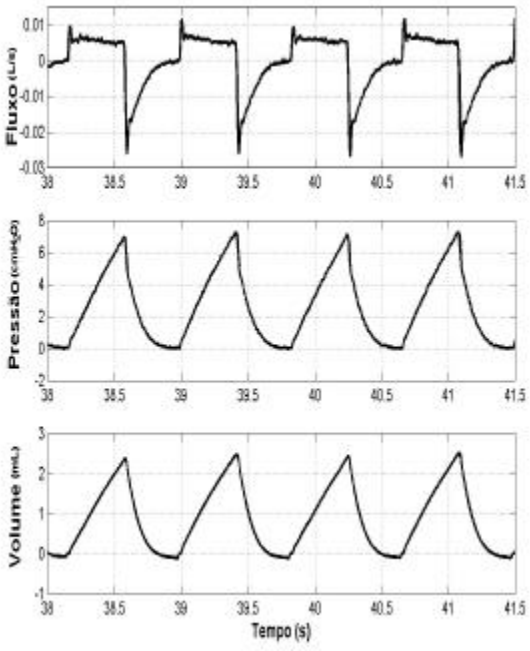


Figura 3: Formas de onda do fluxo inspiratório, pressão de boca e volume fornecidos pelo ventilador mecânico.

Na Tabela 2 são listados os resultados (valor médio, desvio padrão e erro relativo) dos parâmetros ventilatórios e temporais obtidos em cada ensaio realizado, para cada espécie e condição do pulmão do animal.

Tabela 2: Resultados do ensaio de desempenho

Modelo Animal	**Parâmetros Ventilatórios**						
Coelho Normal	***V_{Tinsp} (mL)***	***V_{Texp} (mL)***	***V_{min} (L)***	***FR (cpm)***	***I:E***	***TI (seg)***	***TE (seg)***
2 – 5 Kg	***20,0000***	***20,0000***	***0,8000***	***40,0000***	***1,0000***	***0,7500***	***0,7500***
R50	21,8262±0,1785	20,3274± 0,1086	0,8167±0,0044	40,1760±0,0622	1,0308±0,0043	0,7354±0,0013	0,7580±0,0024
TTL1	***+ 9,13 %***	***+ 1,64 %***	***+ 2,08 %***	***+ 0,44 %***	***+ 3,08 %***	***- 1,95 %***	***+ 1,07 %***
Coelho Anormal	***V_{Tinsp} (mL)***	***V_{Texp} (mL)***	***V_{min} (L)***	***FR (cpm)***	***I:E***	***TI (seg)***	***TE (seg)***
2 – 5 Kg	***20,0000***	***20,0000***	***0,8000***	***40,0000***	***1,0000***	***0,7500***	***0,7500***
R50	21,6119±0,1698	20,5442±0,1005	0,8254±0,0043	40,1760±0,0622	1,0313±0,0038	0,7352±0,0010	0,7582±0,0024
TTL2	***+ 8,06 %***	***+ 2,72 %***	***+ 3,17 %***	***+ 0,44 %***	***+ 3,13 %***	***- 1,97 %***	***+ 1,10 %***
R100	21,6079±0,1482	20,5492±0,1001	0,8256±0,0041	40,1760±0,0622	1,0322±0,0038	0,7349±0,0012	0,7585±0,0023
TTL1	***+ 8,04 %***	***+ 2,75 %***	***+ 3,20 %***	***+ 0,44 %***	***+ 3,22 %***	***- 2,01 %***	***+ 1,14 %***
Rato Normal	***V_{Tinsp} (mL)***	***V_{Texp} (mL)***	***V_{min} (L)***	***FR (cpm)***	***I:E***	***TI (seg)***	***TE (seg)***
250 – 520 g	***2,5000***	***2,5000***	***0,1800***	***72,0000***	***1,0000***	***0,4167***	***0,4167***
R225	2,3430±0,0412	2,6712±0,0369	0,1937±0,0025	72,5137±0,3600	1,0082±0,0125	0,4121±0,0028	0,4154±0,0037
ELP1	***- 6,28 %***	***+ 6,85***	***+ 7,61 %***	***+ 0,71 %***	***+ 0,81 %***	***- 1,11 %***	***- 0,31 %***
Rato Anormal	***V_{Tinsp} (mL)***	***V_{Texp} (mL)***	***V_{min} (L)***	***FR (cpm)***	***I:E***	***TI (seg)***	***TE (seg)***
250 – 520 g	***2,5000***	***2,5000***	***0,1800***	***72,0000***	***1,0000***	***0,4167***	***0,4167***
R225	2,4672±0,0451	2,4587±0,0462	0,1783±0,0034	72,5136±0,3494	0,9767±0,0129	0,4186±0,0030	0,4088±0,0037
EPL2	***-1,31 %***	***- 1,65 %***	***- 0,95 %***	***+ 0,71 %***	***- 2,35 %***	***+ 0,46 %***	***- 1,89 %***
R225	2,5951±0,0504	2,2803±0,0357	0,1653±0,0024	72,5051±0,3706	1,0084±0,0112	0,4121±0,0036	0,4155±0,0026
ELP0	***+3,80 %***	***- 8,79 %***	***- 8,15 %***	***+ 0,70 %***	***+ 0,84 %***	***- 1,11 %***	***- 0,29 %***
R720	2,3848±0,0670	2,5767±0,0349	0,1868±0,0023	72,5048±0,3271	1,0118±0,0131	0,4114±0,0038	0,4162±0,0025
EPL1	***- 4,61 %***	***+ 3,07 %***	***+ 3,79 %***	***+ 0,70 %***	***+ 1,18 %***	***- 1,28 %***	***- 0,13 %***

Discussão e Conclusão

D'ANGELO et al. [3] e LEÃO et al. [5] já propuseram utilizar a VSP na ventilação mecânica em pequenos animais. A principal vantagem deste ventilador está na atuação de um microcomputador no controle das válvulas VSP e VE. O uso do microcomputador torna o sistema ainda mais compacto e robusto e possibilita a utilização de polinômios de maior grau para a calibração do R_PTC, além de ajustar automaticamente as variações da linha de bases e de prover com uma interface gráfica similar aos encontrados nos ventiladores de humanos.

Em relação aos ensaios de desempenho, conforme mostrado na Tabela 2, os erros obtidos pelo ventilador mecânico em modelos físicos de ratos e coelhos, independente das mudanças exercidas na mecânica do SR, apresentaram valores menores que 10% nos parâmetros ventilatórios e 5% nos parâmetros temporais. Estes valores foram considerados satisfatórios por serem inferiores aos valores exigidos pelas normas nacionais [6] e internacionais [7] de ventiladores mecânicos de humanos.

Também foram realizados ensaios em modelos de camundongos. Entretanto, erros encontrados nos parâmetros ventilatórios apresentaram-se bem superiores aos exigidos pelas normas. Alguns dos fatores que podem explicar tais elevados erros são: uma alta variação relativa da linha de base; a dificuldade na calibração do PTC e/ou R_PTC nesta faixa de valores; um tempo de atraso grande para o início de funcionamento da VSP nas freqüências respiratórias necessárias; ou as dificuldades em mensurar estes valores devido à presença de ruídos.

Conclui-se então que o ventilador mecânico proposto neste artigo pode ser utilizado, conforme os objetivos apresentados anteriormente, para ventilar animais similares aos modelos utilizados em ensaios. Por outro lado, o projeto deve ser reformulado nas faixas de VT menores que 1 mL, possivelmente com alterações das válvulas, transdutores e parâmetros do controlador.

Agradecimentos

Ao Sr. Mitch Grau e à Pneutronics pelo fornecimento das válvulas solenóides e ao apoio financeiro cedido pela CAPES, CNPq, Pronex e FAPERJ.

Referências

[1] EWART, S, LEVITT, R, MITZNER, W, *"Respiratory system mechanics in mice measured by end-inflation occlusion"*, J. Appl. Physiol. 79: 560-66, 1995.

[2] VOLGYESI, GA, TREMBLAY, LN, WEBSTER, P, ZAMEL, N, SLUTSKY, AS, *"A new ventilator for monitoring lung mechanics in small animals"*, J. Appl. Physiol. 89: 413-21, 2000.

[3] D'ANGELO, E, PECCHIARI, M, BARAGGIA, P, SAETTA, M, BALESTRO, E, MILIC-EMILI, J, *"Low-volume ventilation causes peripheral airway injury and increased airway resistance in normal rabbits"*, J. Appl. Physiol. 92: 949-56, 2002.

[4] GIANNELLA-NETO,A, BELLIDO, C, BARBOSA, RB, VIDAL MELO, MF, *"Design and calibration of unicapillary pneumotacographs"*, J. Appl. Physiol. 84(1): 335-43, 1998.

[5] LEÃO, FL, PINO, AV, GIANNELLA-NETO, A, *"Respirador artificial para pequenos animais"*, Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, São José dos Campos, Brasil, pp. 115-119, 2002.

[6] ABNT, NBR 13763 - Ventiladores pulmonares para uso medicinal, Rio de Janeiro, Brasil, 1997.

[7] IEC, IEC/ISO 60601-2-12 - Medical electrical equipment: particular requirements for the safety of lung ventilators, Suiça, 2001.

[8] OGATA, K, *"Engenharia de controle moderno"*, 3ª edição, Prentice-Hall do Brasil, 2000.

[9] HARKNESS, JE, WAGNER, JE, *"The biology and medicine of rabbits and rodents"*, 3ª edição, Lea and Febiger, EUA, 1989.

[10] BENNETT, FM, TENNEY, SM, *"Comparative mechanics of mammalian respiratory system"*, Respir. Physiol. 49:131-40, 1982.

[11] DIAMOND, L, O´DONNELL, M, *"Pulmonary mechanics in normal rats"*, J. Appl. Physiol. 43(6): 942-48, 1977.

SIMULAÇÃO DA CAIXA TORÁCICA, DAS VIAS AÉREAS PULMONARES E DE SUAS IMAGENS RADIOGRÁFICAS

L. A. Neves*, A. F. Frère* [e] **, A. V. Nascimento*** e M.A. Marques ****

*Universidade de São Paulo (USP), EESC, Dep. de Engenharia Elétrica, São Carlos, SP, Brasil
**Universidade de Mogi das Cruzes (UMC), NPT, Mogi das Cruzes, SP, Brasil
*** Hospital do Servidor Público do Estado de São Paulo, Serviço de Doenças do Aparelho Respiratório, São Paulo, SP, Brasil
****Universidade Estadual Paulista (UNESP), Unidade Diferenciada Sorocaba/Iperó, Sorocaba, SP, Brasil.

laneves@sel.eesc.sc.usp.br

Abstract: In this work is presented an algorithm that simulates thoracic structures and the pulmonary branching system, with resources to represent anatomical variations, as well as radiographic images based on different radiological techniques. The thoracic structures were determined based on control points. The airway branching system was calculated considering the distribution of the flow from the parent to the daughter branches, respecting the pulmonary geometry. The results showed that the simulated structures and images are similar to the real ones, respecting the contrasts and anatomical particularities.
***Palavras Chaves*: modelagem; estruturas torácicas; vias aéreas; raios-X.**

Introdução

Os resultados do controle de qualidade dos sistemas radiológicos deveriam mostrar ao radiologista a imagem do objeto que ele quer radiografar, com a nitidez e o contraste que o seu sistema produz. Uma maneira eficaz para atingir esse objetivo é simular as estruturas anatômicas a serem diagnosticadas. Porém, os simuladores computacionais do pulmão descritos na literatura especializada, apresentam limitações seja por não seguirem fielmente as particularidades anatômicas, resultando em estruturas com características visuais estranhas, [1], seja por não consideram as variações anatômicas ou as particularidades dos sistemas de aquisição de imagens, [2].

Uma versão anterior do nosso modelo, [3], se mostrou mais representativa e mais versátil que os encontrados na literatura, inclusive permitindo a simulação de imagens radiográficas, mas não incluia a forma dos pulmões. Neste trabalho, simulamos a caixa torácica e implementamos regras para que as vias aéreas respeitem a forma geométrica dos pulmões. As variações anatômicas tanto entre os indivíduos, quanto entre as técnicas de exposição, também foram contempladas.

Materiais e Métodos

Para simular a caixa torácica, desenvolvemos um algoritmo baseado em conjuntos de pontos de controle, dispostos de tal maneira, que representados analiticamente por interpolação B-splines, fornecem formas geométricas próximas às das estruturas reais. Adotamos um modelo anatômico de caixa torácica que considera arcos costais, esterno, clavículas, escápulas, vértebras torácicas, diafragma e pele. Para representar esses elementos, com exceção das vértebras torácicas, definimos para cada estrutura um conjunto de pontos com coordenadas (x,y). O número de pontos é o mínimo necessário para seguir as características anatômicas da estrutura.

Utilizamos cinco pontos pré-estabelecidos para representar o primeiro semi-arco costal, a saber: 1º ponto, x=1150 e y=168; 2º ponto, x=1120 e y=201; 3º ponto, x=1116 e y=267; 4º ponto, x=1125 e y=316; 5º ponto, x=1150 e y=333. Os pontos para os demais semi-arcos são obtidos a partir das coordenadas (x,y) do semi-arco precedente, considerando tanto o espaço intercostal, quanto percentuais de aumento até o sétimo arco. Desse nível em diante, aplicamos uma redução aos respectivos raios.

Já os treze pontos das bordas do esterno, se estendem, do quinto ponto, do primeiro ao oitavo semiarco costal direito. A largura dessa estrutura é equivalente ao valor do diâmetro da primeira vértebra torácica. Quanto a clavícula, definimos quatro pontos, localizados acima do primeiro semi-arco costal, que se articulam tanto com o esterno, quanto com a escápula. Essa, por sua vez, foi representada por onze pontos, dispostos entre o segundo e sétimo arco, que definem uma forma geométrica próxima a de um triângulo.

Considerando que há simetria vertical entre os hemitórax, com exceção das vértebras torácicas, diafragma e pele, definimos as estruturas apenas para o hemitórax direito e representamos o esquerdo por correspondência. Definimos o diafragma com sete pontos, calculados a partir dos pontos de controle do esterno e dos arcos costais. Representamos a cúpula

direita ao nível do sexto semi-arco costal direito e, a cúpula esquerda, ao nível do sétimo semi-arco costal esquerdo. Por fim, representamos a pele com vinte e dois pontos, obtidos a partir das coordenadas (x,y) dos arcos costais, clavículas e escápulas, que definem a extensão da caixa torácica.

O algortimo inicia a construção das estruturas torácicas com a leitura dos pontos de controle. Em seguida, a Equação 1, que representa uma interpolação B-splines, é processada para cada conjunto de pontos, na qual, adotamos diferentes ordens: 3, para os semi-arcos costais, clavículas, diafragma e pele; 2, para o esterno e as escápulas. Essas definições proporcionam uma representação analítica compatível com o aspecto visual dessas estruturas.

$$P(t) = \sum_{i=0}^{n} p_i N_i^k(t), \tag{1}$$

onde: p_0, p_1,..., p_n são pontos de controle, n número de pontos do polígono de controle. As funções base N_i^k são definidas pela forma recursiva, [4], a saber:

$$N_i^k(t) = \begin{cases} 1, se & ti \le t < t_{i+1} \\ 0, caso & contrário \end{cases}$$

$$N_i^k(t) = \frac{(t - t_i)N_i^{k-1}(t)}{t_{i+k-1} - t_i} + \frac{(t_{i+k} - t)N_{i+1}^{k-1}(t)}{t_{i+k} - t_{i+1}},$$

onde: $t_0 \le t_1 \le ... \le t_{n+k}$ são os nós da parametrização

Para cada conjunto de pontos processado, é verificado se a estrutura é um semi-arco costal ou uma clavícula e os valores das coordenadas (x,y), resultantes da interpolação, são utilizados na representação dessas estruturas. O próximo passo é verificar se a estrutura é a escápula. Caso não, a próxima estrutura é construída. Caso contrário, a primeira vértebra é representada a partir das coordenadas (x,y) do 1º ponto de controle do primeiro semi-arco. Um disco intervertebral é construído logo após a primeira vértebra, com 50% da altura e 75% do diâmetro da vértebra precedente. Na etapa seguinte, é construída a próxima vértebra com diâmetro estipulado para ser 2% maior que a vértebra precedente e, com altura, determinada para ter 50% do valor do espaço intercostal. O disco intervertebral é calculado e ambas estruturas são representadas. Esse processo é repetido até que as 12 vértebras torácicas sejam construídas. Terminada essa etapa, o hemitórax esquerdo é representado, as bordas do diafragma e da pele são definidas.

Para simular as vias aéreas pulmonares, definimos que a traquéia, os brônquios principais, lobares, segmentares, os bronquíolos terminais e respiratórios são representados por cilindros maciços, através da sobreposição de camadas, [5].

Para calcular os diâmetros dos ramos, nas ramificações de cada brônquio segmentar, utilizamos as Equações 2 e 3, que determinam as dimensões das vias aéreas pulmonares quantificando a distribuição de fluido dos ramos pais para os ramos filhos. Como a quantidade de fluido é conservada depois da divisão, os diâmetros dos ramos filhos, d_1 e d_2, são proporcionais aos diâmetros dos ramos pais, d_0.

$$d_1 = d_0 r^{1/n} \tag{2}$$

$$d_2 = d_0 (1 - r)^{1/n} \tag{3}$$

onde: d_0 – diâmetro do ramo pai; d_1 e d_2 – diâmetros dos ramos filhos; r – valor de divisão de fluxo; n – expoente do diâmetro.

O valor de r, que determina a redução do fluxo do ramo pai para os ramos filhos, é escolhido, randomicamente, entre 0 e 0,5. O valor de n depende da condição do fluxo e do tipo de fluido em questão. No algoritmo que desenvolvemos utilizamos n igual a 3 para representar um fluxo laminar, [6]. Consideramos que os bronquíolos terminais são representados com diâmetros entre 0,7 mm e 0,45 mm e, os bronquíolos respiratórios, são ramos com diâmetros entre 0,45 mm e 0,2 mm, [7]. Para interromper o crescimento dos ramos utilizamos limiares, l, aplicados em cada brônquio segmentar, que são valores que determinam até quais diâmetros eles devem ser representados pelo algoritmo.

A organização espacial adequada dos ramos, seguindo a forma geométrica dos pulmões, é garantida pelos ângulos de bifurcação e pelos comprimentos dos ramos. Determinamos que o ângulo de bifurcação entre os ramos filhos 1 e 2 é o valor necessário para obter a maior distância, dt, entre o término do ramo pai e a borda do pulmão. Se a maior distância dt é obtida em 0 grau, os dois ramos filhos são construídos com esse ângulo. O resultado será a sobreposição de ramos filhos, obtidos do mesmo ramo pai, representando tanto visualmente, quanto anatomicamente, ramos rotacionados em 90 graus em relação ao eixo do ramo pai. Além disso, limitamos o ângulo de abertura em 60 graus para que o crescimento ocorra em direção a borda dos pulmões. Porém, o valor máximo pode ser modificado quando necessário.

Para calcular os comprimentos dos ramos pais e dos ramos filhos, definimos que esses são proporcionais aos diâmetros. Inicialmente, estabelecemos que os comprimentos dos ramos devem ter 3 vezes os valores dos diâmetros, porém, esse valor é corrigido fazendo uma estimativa de quantas vezes o ramo pode se dividir até alcançar um diâmetro mínimo pré-estabelecido. Isso permite determinar o comprimento ideal mínimo e máximo que essa estrutura pode ter. Isso é possível relacionando a maior distância dt com o diâmetro do ramo, com o limiar l, e com o valor de divisão de fluxo r. Para o ramo filho 1, determinamos o comprimento ideal mínimo utilizando r igual a 0,1 e, o comprimento ideal máximo, com r igual a 0,5 vide Equação 4. Para o ramo filho 2, conseguimos o comprimento ideal mínimo com r igual a 0,5 e, o comprimento ideal máximo, com r igual a 0,1, vide Equação 5. O intervalo entre os valores mínimo e máximo representa os comprimentos mais adequados para respeitar as bordas e preencher a área pulmonar.

$$c_2 = dt / \left[(d_2 - l)(d_2(1 - r)^{-1}) \right] \tag{4}$$

$$c_1 = dt / \left[(d_1 - l)(d_1 r)^{-1} \right] \tag{5}$$

onde: c_1 e c_2 – comprimentos dos ramos filhos 1 e 2; dt – maior distância entre o término do ramo e a borda; d_1 e d_2– diâmetros dos ramos filhos 1 e 2; l – limiar do

bônquio segmentar que o ramo pertence; *r* – valor de divisão de fluxo.

Para simular as imagens radiográficas, utilizamos espectros de alta tensão gerados por um tubo com ânodo de tungstênio com corrente de 10 mAs. Adotamos os coeficientes de absorção de massa, para o intervalo de 0,0001 a 0,139 MeV, considerando uma composição genérica e densidade de 1.05, que correspondem às estruturas sem a presença do ar, [5].

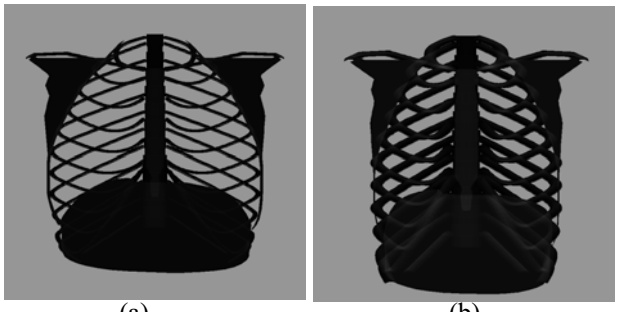
Resultados

Apresentamos as simulações das estruturas torácicas adotando dois modelos, identificados como Modelo Torácico 1 e Modelo Torácico 2. As dimensões escolhidas para exemplificar estão na Tabela 1.

Tabela 1: Dimensões, em centímetros, para diâmetro e altura das estruturas que compõem os Modelos Torácicos 1 e 2.

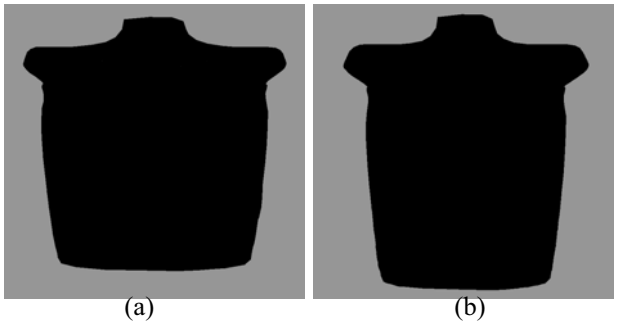
	Modelo Torácico 1		**Modelo Torácico 2**	
Estruturas	**Diâmetro**	**Altura**	**Diâmetro**	**Altura**
Tórax	22,0	26,5	19,5	28,5
Clavículas	2	17,2	3,1	16
Arcos costais	1,75	-	3,1	-
		Espessura		
Esterno	1		2	
Escápulas	0,75		2	
Diafragma	1		2	
Pele	1		4	

Na Figura 1a mostramos o Modelo Torácico 1 e na Figura 1b o Modelo Torácico 2, simulados com 220 DPI e sem a presença da pele. Isso permite visualizar todas as estruturas simuladas. Já na Figura 2a e 2b, mostramos os modelos com a representação da pele.



(a) (b)

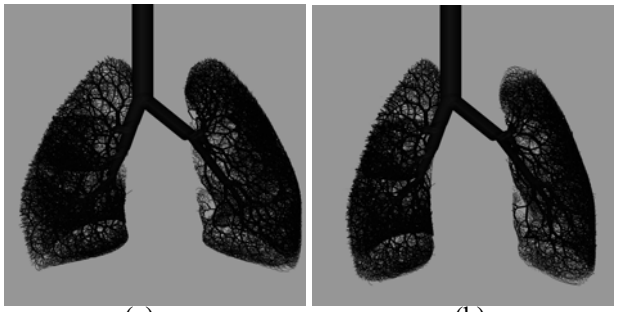
Figura 1: Modelos Torácicos simulados com 220 DPI e sem a presença da pele. (a) Modelo Torácico 1; (b) Modelo Torácico 2.



(a) (b)

Figura 2: Modelos Torácicos simulados com 220 DPI e contemplando a pele. (a) Modelo Torácico 1; (b) Modelo Torácico 2.

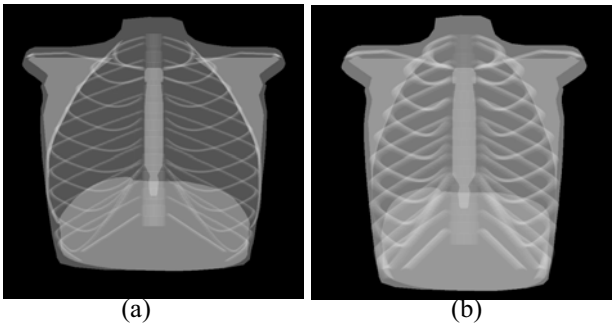
Simulamos as vias aéreas utilizando as bordas definidas pelos Modelos Torácicos 1 e 2, mostrando dessa forma, a versatilidade do algoritmo para representar as variações anatômicas. Consideramos, para as dimensões da árvore brônquica, dados do modelo morfométrico [7], que contemplam os diâmetros, comprimentos e ângulos da traquéia, brônquios principais, lobares e segmentares. A Figura 3 mostra o resultado das simulações com 220 DPI e limiar médio de 0,2 mm de diâmetro, parâmetros esses, que permitem representar os bronquíolos terminais e respiratórios. A Figura 3a, a qual denominamos Modelo Pulmonar 1, mostra o resultado obtido com as bordas do Modelo Torácico 1. Já a Figura 3b, apresenta o Modelo Pulmonar 2 com as variações anatômicas definidas pelo Modelo Torácico 2.



(a) (b)

Figura 3: Simulação da traquéia; brônquios principais, lobares e segmentares; bronquíolos terminais e respiratórios com 220 DPI e limiar médio de 0,2 mm de diâmetro. (a) Modelo Pulmonar 1; (b) Modelo Pulmonar 2.

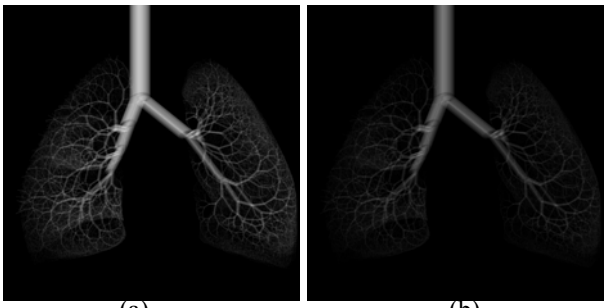
As radiografias simuladas com 45 kVp e 5 mAs dos Modelos Torácicos com a pele são apresentadas na Figura 4a, Modelo Torácico 1, e 4b, Modelo Torácico 2. As imagens apresentam diferentes contrastes radiológicos, o que era esperado, porque aumentamos a espessura do esterno, das escápulas, do diafragma e da pele no Modelo Torácico 2.



(a) (b)

Figura 4: Simulações radiográficas dos Modelos Torácicos 1, (a), e 2, (b), apresentados nas Figuras 2a e 2b, com 45 kVp e 5 mAs.

Para mostrar que o algoritmo representa bem as variações da técnica de exposição, simulamos as radiografias variando a tensão de 30 para 80 kVp e a corrente de 5 para 30 mAs. Na Figura 5a é apresentada a simulação radiográfica com 30 kVp e 5 mAs e na Figura 5b com 80 kVp e 30 mAs da estrutura mostrada na Figura 3a.



(a) (b)

Figura 5: Simulações radiográficas da estrutura apresentada na Figura 3a. (a) com 30 kVp e 20 mAs; (b) com 80 kVp e 30 mAs.

Discussão e Conclusão

Em um pulmão há entre 6.000 e 27.500 bronquíolos terminais, sendo que, o diâmetro ideal para essas estruturas é entre 0,488 mm e 0,6 mm, [7]. O melhor modelo apresentado na lietratura, [2], representou 27.306 bronquíolos terminais com aproximadamente 0,48 mm de diâmetros e média de 17,6 divisões entre a traquéia e essas estruturas. O nosso algoritmo representou no Modelo Pulmonar 1, 24.188 bronquíolos terminais com aproximadamente 0,52 mm de diâmetro e média de 18,7 divisões da traquéia até os ramos com 0,45 mm de diâmetro. No Modelo Pulmonar 2, obtivemos 18.644 bronquíolos terminais com aproximadamente 0,5 mm de diâmetro e média de 18 divisões da traquéia até os ramos de 0,45 mm de diâmetro. Isso permite afirmar que as dimensões utilizadas tanto nos modelos torácicos, quanto nos pulmonares, são adequadas por fornecerem dados compatíveis com os encontrados na literatura.

Apresentamos as estruturas simuladas a um médico pneumologista que considerou que o modelo pulmonar contempla adequadamente as silhuetas cardíacas, cúpulas diafragmáticas, ângulos costo-frênicos e cárdio-frênicos. Para as estruturas torácicas, ele notou algumas diferenças na disposição das escápulas, no tamanho do esterno e na atenuação proporcionada pelos arcos costais e pele. Contudo, sua conclusão é que os modelos torácicos e pulmonares são bem representativos, sendo plenamente satisfatórios para os objetivos propostos.

As simulações radiográficas dessas estruturas, em função dos diferentes parâmetros radiológicos, kVp e mA, também foram representados com êxito.

Agradecimentos

À Fundação de Amparo e Pesquisa do Estado de São Paulo pelo apoio financeiro.

Referências

[1] TAWHAI M.H., PULLAN A.J. and HUNTER P.J., "Generation of an anatomically based three-dimensional model of the conducting airways", *Ann. of Biomedical Engineering.* 28:793-802,2000.

[2] KITAOKA H., "Computational morphology of the lung and its virtual imaging", *European J. of Radiology*. 44:164-171, 2002.

[3] NEVES L.A., FRÈRE A.F., NASCIMENTO A.V. and SANTOS C.E., 'Virtual images of lung structures', *Proc. 25th Int Conf. of the IEEE Eng. in Med. and Biol. Soc.*, Cancún, México, 2003, pp. 529-32, 2003.

[4] COX, M.G., *The Numerical Evaluation of B-splines*, England: Division of Analysis and Computing, National Physical Laboratory, DNAC 4, Teddington, 1971.

[5] NEVES L.A. and FRÈRE A.F., 'Modelagem computadorizada das vias aéreas pulmonares', *Anais do XVIII Cong. Brasileiro de Eng. Biomédica*, São José dos Campos, Brasil, 2002, pp. 69-74, 2002.

[6] NELSON T.R. and MANCHESTER D.K., "Modeling of lung morphogenesis using fractal geometries", *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 7(4):321-27, 1988.

[7] HORSFIELD K., DART G., OLSON D. E., FILLEY G.E. and CUMMING G., "Models of the human bronchial tree", *Journal of Applied Physiology*. 31(2):207-17, 1971.

APLICAÇÃO DE RACIOCÍNIO BASEADO EM CASOS NUM SISTEMA DE APOIO À EDUCAÇÃO E DIAGNÓSTICO MÉDICO

R.P.Silva*, E.Ferneda*, L.M.Brasil*,***, A.P.B.Silva **,*** , J.C.C.Rojas***, C.B.Melo**** e R.F.POLITO*

* Universidade Católica de Brasília (UCB)/Mestrado em Gestão do Conhecimento e da Tecnologia da Informação, Brasília, Brasil
** UCB/Bacharelado em Ciências da Computação e Sistemas de Informação, Brasília, Brasil
*** UCB/Engenharia Biomédica, Brasília, Brasil
****Universidade Federal de Campina Grande/Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Brasília, Brasil

e-mail: renatapaiva@pos.ucb.br

Abstract: **This paper evaluates the Case-Based Reasoning technology applied to medical diagnosis and education. In addition, the paper intends to show how the IACVIRTUAL project (Artificial Intelligence Applied in the Modelling and Implementation of a Virtual Medical Office) is linked to CBR. The proposed intelligent system was developed to simulate a Web-based Medical Office conceived to support *(i)* patients who are interested in following their medical reports, *(ii)* professionals interested in decisions support systems for diagnosis and treatment and *(iii)* students interested in learning by following available medical cases. CBR is a supporting tool for such systems.**

***Keywords*: Case-Based Reasoning, Medical Diagnosis, Medical Education, Virtual Medical Office.**

Introdução

Do ponto de vista da Gestão do Conhecimento, experiências anteriores devem ser efetivamente usadas para a mudança do ambiente organizacional, manutenção e recuperação de conhecimentos não estruturados como problema-solução, criando instituições baseadas na aprendizagem [1]. Na área de saúde, no entanto, este gerenciamento é ineficiente, pois normalmente o conhecimento tácito (experiências) do especialista não é compartilhado com a comunidade médica, fazendo com que muitas dessas experiências, que poderiam ser úteis para seus colegas, se percam ou tenham alcance bastante limitado.

Entre as técnicas computacionais voltadas para a retenção, recuperação e reutilização de conhecimento tácito para auxílio à tomada de decisão está o Raciocínio Baseado em Casos (RBC) [2,3]. Oriunda da Inteligência Artificial (IA), RBC vem sendo aplicada de forma cada vez mais diversificada. Na área médica, por exemplo, diversos são os relatos de sucesso em sua aplicação [4,5,6].

Este artigo busca apresentar a importância da tecnologia RBC no diagnóstico e educação médica e, particularmente, no contexto do projeto IACVIRTUAL, em desenvolvimento na UCB e contando com diversas parcerias institucionais nacionais e internacionais [7].

Materiais e Métodos

A Informática vem sendo reconhecida como um componente importante no processo de tomada de decisão, auxiliando nos diagnósticos e ensinos médicos [8].

Atualmente, graças aos avanços das Tecnologias da Informação e Comunicação, diversos são os sistemas computacionais propostos no sentido de criar ambientes virtuais para a integração de pessoas com interesses comuns [9]. Na Saúde, uma forma de se garantir esse espaço virtual é na forma de consultórios virtuais. No projeto IACVIRTUAL, preocupa-se com a disponibilização de tal ambiente que promova a convivência de três classes de interessados em saúde: o paciente, o médico e o estudante de medicina [10,11].

A IA vem propondo modelos computacionais que permitem "descrever" o raciocínio humano em campos especializados. Entre tais modelos estão os Sistemas Especialistas (SE) [12]. Na Saúde, tais sistemas podem ser vistos como "extensões" do conhecimento médico especializado. Por exemplo, o SE MYCIN [13], considerado um marco para a IA, foi desenvolvido para apoiar o diagnóstico de infecções bacterianas. Dentre as diversas formas de raciocínio emuladas e utilizadas amplamente pelos SE, inclusive pelo MYCIN, está o Raciocínio Baseado em Regras [12]. Nesta forma de raciocínio seqüências lógicas são compostas por premissas (ou antecedentes) e conclusões (conseqüentes).

RBC [3] é um outro enfoque para a solução de problemas e para o aprendizado. Nele, procura-se utilizar experiências passadas (chamados de casos) para a solução de novos problemas. RBC resolve um problema novo utilizando adaptações de soluções de problemas similares já conhecidos. Um grande número de exemplos da vida diária pode ser utilizado para demonstrar

como seres humanos usam casos conhecidos como uma forma de resolução de problemas. Por exemplo, ao atender um novo paciente e escutar seus problemas, o médico lembra-se do histórico da doença de um outro paciente devido ao conjunto similar de sintomas, e aplica-lhe um tratamento semelhante ao que administrou ao paciente que apresentou aqueles sintomas similares .

A arquitetura de sistemas de RBC, de forma genérica, obedece a um ciclo como o mostrado na Figura 1, conhecido como 4R [14]: *(i) Recuperação*: recupera-se o caso mais similar ou um conjunto de casos da biblioteca de casos; *(ii) Reutilização*: reutilizam-se as informações e o conhecimento que resolveram o problema anteriormente, associando-se sua solução ao contexto do problema atual; *(iii) Revisão*: revisa-se (caso seja necessário) e adapta-se a antiga solução para que seja utilizada na nova situação (problema); *(iv) Retenção*: é a etapa que se armazena todas as partes consideradas úteis do novo problema, na biblioteca de casos. Além disso, deve-se decidir de que forma armazenar e como indexar o caso para futuras recuperações.

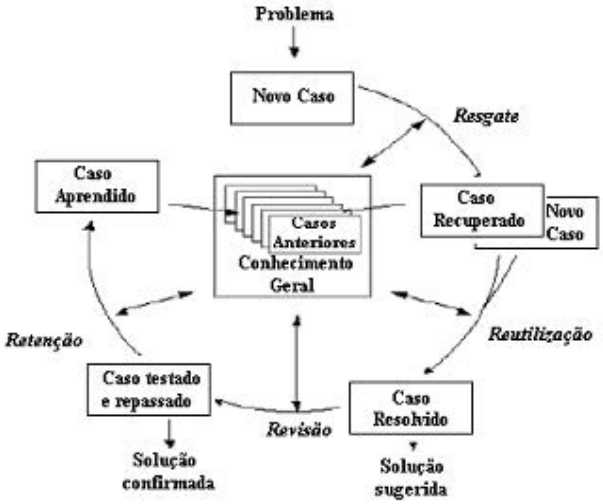


Figura 1: Ciclo RBC [14]

Estudos demonstram que o médico faz um diagnóstico confiando plenamente em sua memória de experiências de casos passados [15]. Também não se pode afirmar que o conhecimento adquirido pelo médico possa ser totalmente transformado em regras. Isso porque alguns fluxos de controle do raciocínio assim representados podem ocasionar dificuldades, como, por exemplo, na construção de uma explicação inteligível do raciocínio utilizado para se chegar a um diagnóstico [12].

Além das regras, o processo de diagnóstico exige a intuição, raciocínio e experiência. Quanto maior a experiência de um médico na realização de diagnósticos, maior a sua capacidade de tomar decisões [15]. Essa complexidade na decisão médica pode ser definida por fatores tais como [16]: *(i)* a dependência do diagnóstico médico em relação a uma análise de dados e informações de diversas fontes de naturezas muito diferentes, incluindo a experiência prévia do médico em realizar diagnóstico do mesmo tipo, bem como a intuição, *(ii)* o fato do processo mental envolvido no raciocínio para se chegar a um diagnóstico não ser totalmente conhecido e *(iii)* a falta de padronização quanto aos termos e definições médicas.

RBC fornece uma abordagem diferente de resolução de problemas: no lugar de contar apenas com o conhecimento geral do domínio do problema (conhecimento explícito), é capaz de usar um conhecimento específico previamente experimentado (conhecimento tácito) [17]. Um sistema de RBC pode utilizar casos para oferecer explicações para sintomas e também alertar sobre explicações que se mostraram erradas no passado. O diagnóstico de um caso passado não necessariamente se adapta exatamente ao novo caso, podendo ser necessário adaptá-lo por meio de conhecimento baseado em modelos de domínio [3].

Segundo Kolodner [4], é apropriado desenvolver a metodologia RBC *(i)* quando é muito difícil avaliar soluções objetivas, o RBC servindo então para resolver problemas onde as soluções podem ser justificadas por casos, ou *(ii)* quando é necessário antecipar problemas em potencial.

A utilização de RBC pode trazer vantagens como *(i)* a redução do tempo de diagnóstico, *(ii)* a captura e reuso de experiências do profissional da saúde e *(iii)* aprendizagem contínua, pois se pode ter o *feedback* de experiências novas no processo [18].

No campo da educação médica, para a qual a evolução das técnicas de IA e das pesquisas no campo das ciências cognitivas trouxe um significativo aumento do grau de "inteligência" dos sistemas educacionais, o RBC vem sendo aplicado satisfatoriamente [19]. Estes sistemas apresentam uma rica apresentação de seu domínio permitindo utilizar seus conhecimentos de maneira não diretamente explicitados pelo projetista. Uma das principais motivações da IA na Educação é o desenvolvimento de princípios pelos quais os ambientes de aprendizagem computacional possam ser concebidos como um meio de estudantes terem uma aprendizagem individualizada, isto é, experiências que sejam fundamentais e benéficas para eles, não importando suas diferenças individuais, experiências anteriores ou outras situações cognitivas [20].

Programas de computador com propósitos educacionais e que incorporam técnicas de IA são chamados de Sistemas Tutores Inteligentes (STI) [21]. STI geralmente utilizam tecnologias de SE. Eles podem simular o processo do pensamento humano, dentro de um determinado domínio, para auxiliar em estratégias nas soluções de problemas ou nas tomadas de decisões.

A formação de um profissional da área da saúde ocorre através da assistência a pacientes, da participação em aulas e pesquisas e de sessões onde estudantes, residentes e especialistas discutem principalmente casos de pacientes e temas da especialidade. O método de aprendizagem baseado em casos propõe uma abordagem mais participativa. Com uso de tecnologias computacionais, é possível a criação de ambientes virtuais de aprendizagem, onde o aluno utiliza a interação com os colegas e

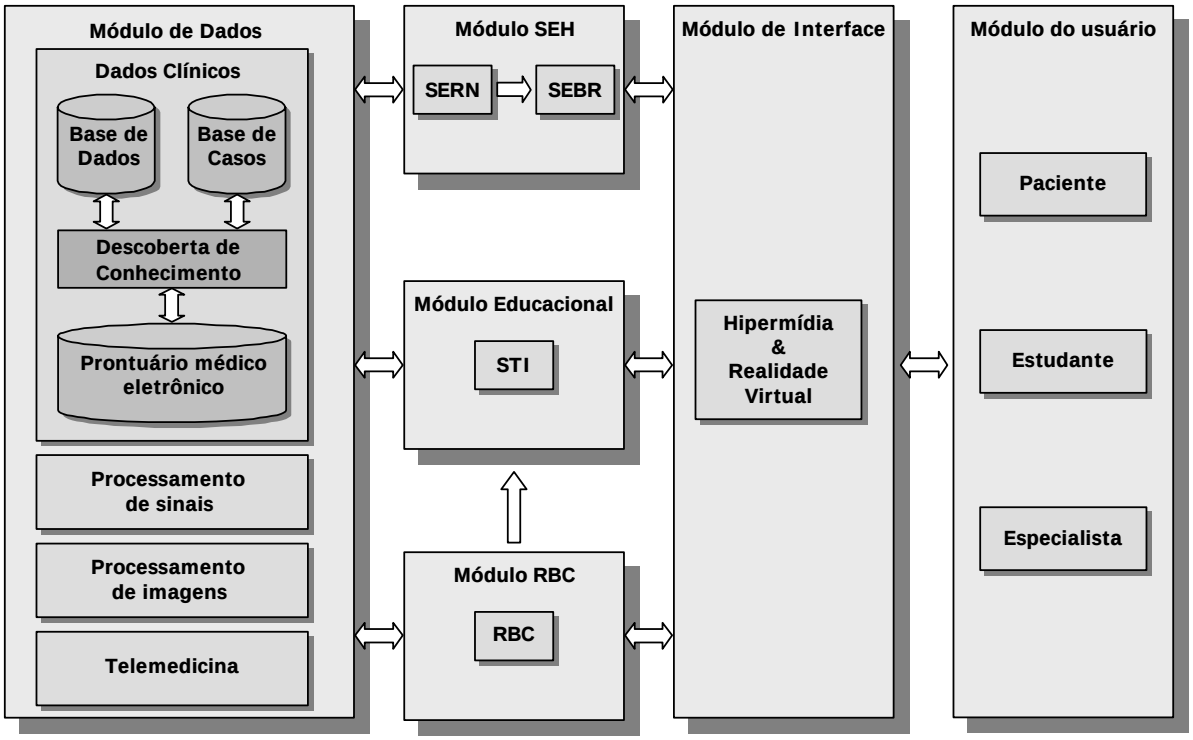


Figura 2: Arquitetura IACVIRTUAL

professores como meio de obter o aprendizado. Entre os benefícios dos ambientes virtuais de apoio à aprendizagem cooperativa destaca-se o aumento da motivação por parte dos estudantes, a curiosidade pelo aprendizado, a melhoria da qualidade de ensino, além do apoio à educação à distância [22].

O RBC tem muito em comum com o aprendizado. Os seres humanos aprendem com problemas que são apresentados e posteriormente resolvidos. Primeiramente um sistema tem que ser capaz de gerar soluções para problemas de forma automática, com base em seu conhecimento de domínio, podendo ser flexível. Isto permite ao sistema analisar soluções complexas e incomuns para problemas, reconhecer e explicar erros. Por outro lado, a representação do comportamento do usuário em modelos de aprendizado permite ao sistema adaptar-se dinamicamente às necessidades do estudante [23].

O RBC é componente básico no IACVIRTUAL [10, 11], composto pelos seguintes módulos (Figura 2): *(i)* Sistema Especialista Híbrido (SEH); *(ii)* Módulo Educacional (STI); *(iii)* Módulo Raciocínio Baseado em Casos; *(iv)* Módulo de Dados, que corresponde aos dados clínicos (base de dados e de casos, prontuário eletrônico), captados e tratados por meio de descoberta de conhecimento e de processamento de imagens, de sinais e telemedicina; *(v)* Módulo de Interface; *(vi)* Módulo de Usuário.

IACVIRTUAL será utilizado por três níveis/tipos de usuários diferentes: o especialista, o paciente e o estudante. A interface da ferramenta se adapta de acordo com o perfil do usuário [10,11].

O consultório médico virtual está sendo desenvolvido em JAVA e as bases de dados e de casos em DB2 [24].

As bases de dados hoje disponíveis são das áreas de Mastologia e de Cardiologia. A base de dados em Mastologia foi cedida pelo Dr. William H. Wolberg, do Hospital da Universidade de Madison (USA) e contém ao todo 699 casos médicos coletados entre janeiro de 1989 e novembro de 1991, sendo 458 referentes a tumores de mama do tipo benigno e 241 do tipo maligno. A Fundação Baiana de Cardiologia cedeu uma base composta de 1052 casos médicos coletados entre outubro e dezembro de 2000, sendo 491 com baixa probabilidade, 224 com probabilidade intermediária e 337 com alta probabilidade de estar sofrendo um evento coronariano agudo.

Discussão

O RBC contribui para o projeto IACVIRTUAL *(i)* sugerindo e explicando diagnósticos médicos para apoio à tomada de decisão e *(ii)* no módulo educativo, onde a aprendizagem do estudante pode ocorrer através de problemas apresentados e posteriormente resolvidos [10,11]. Atualmente, este trabalho vem sendo desenvolvido no âmbito de duas dissertações de mestrado, uma voltada para a representação de casos e seus mecanismos de indexação e recuperação, outra a construção de um STI com o RBC como um de seus componentes.

Agradecimentos

Ao Dr. William H. Wolberg, do Hospital da Universidade de Madison (USA) e à Fundação Baiana de Cardiologia, que forneceram, respectivamente, as bases de dados sobre Mastologia e Cardiologia. Este projeto é parcialmente financiado pela UCB.

Referências

[1] MORESI, E.A.D., "Gestão da Informação e do Conhecimento", in TARAPANOFF, K. (Ed): *Inteligência Organizacional e Competitiva*, Universidade de Brasilia, 2001.

[2] TURBAN, E., ARONSON, J.E., *Decision Support Systems and Intelligent Systems*, Prentice Hall, 1997.

[3] WANGENHEIM, C.H., WANGENHEIM, A.V., *Raciocínio Baseado em Casos*, SP: Manole, 2003.

[4] KOLODNER, J., *Case-Based Reasoning*, Morgan Kaufmann, San Francisco, California, 1993.

[5] BALLA, Z., et al., 'FM-ULTRANET: a Decision Support System using Case-Based Reasoning, Applied to Ultrasonography', *Proc. Workshop on CBR in the Health Sciences*, Trondheim, Norway, 2003.

[6] PERNER, P., GÜNTHER, T., PERNER, H, 'Airbone Fungi Identification by Case-Based Reasoning', *Proc. Workshop on CBR in the Health Sciences*, Trondheim, Norway, 2003.

[7] Projeto IACVIRTUAL. Endereço da Internet: http://www.ucb.br/eb acessado em 19 de maio 2004.

[8] SHORTLIFFE, E.H., PERREAULT, L.E., *Medical Informatics: Computer Applications in Health Care*, Addison-Wesley Publishing Company, Menlo Park (EUA), 1990.

[9] RHEINGOLD, H. *The Virtual Community: Homesteading on the Electronic Frontier*, MIT Press, 2000.

[10] ALMEIDA, C.W.D. et al, 'Web System for Medical Support using Virtual Reality', *Proc. of the Second International Conference Biomedical Engineering*, Innsbruck, Austria, 2004.

[11] ALMEIDA, C.W.D. et al, 'Virtual Medical Office: A Medical and Educational Tool', *Proc. International Congress on Computational BioEngineering* (ICCB 2003), pp. 395-400, Zaragoza, Espanha, 2003.

[12] WATTERMAN, D. A. *A Guide to Expert Systems*. Addison Wesley, 1985.

[13] BUCHANAN, B.G., SHORTLIFFE, E.H. *Rule-Based Expert Systems: The MYCIN Experiments of the Stanford Heuristic Programming Project*. Addison Wesley, 1984.

[14] AAMODT, A., PLAZA, E, 'Case Based Reasoning: Foundational Issues, Methodological variations and System Approaches', Proc. AI Communications, Vol. 7 Nr. 1, pp 39-59,1994. Internet site address: http://www.iiia.csic.es/Peopleenric/AICom.html acessado em 10 de maio de 2004.

[15] SILVA, D.J.A., COSTA, F.P.D. 'Sistema de Raciocínio Baseado em Casos para o Diagnóstico Médico de Doenças Neurológicas', *Anais do Workshop de Informática aplicada à Saúde* (CBComp), Univali, 2002. Endereço da Internet: http://www.cbcomp.univali.br/anais/2002/tesdisserta.htm acessado em 19 de maio de 2004.

[16] SABBATINI, R.M., Uso do Computador no Apoio ao Diagnóstico Médico. Endereço da Internet: http://www.epub.org.br/informed/decisao.htm. Acessado em 10 de maio de 2004.

[17] MARTINS, A., CHOURAQUI, E., FERNEDA, E. Raciocínio Baseado em Casos: Fundamentos, *Revista Tecnologia da Informação*, Vol. 3, nº 1, pp. 83-99, 2003.

[18] DERERE, M.L., 'Case-Based Reasoning: Diagnosis of Faults in Complex Systems Through Reuse of Experience.', *Proc. IEEE International Test Conference*, pp. 27-34, Atlantic City (EUA), 2000.

[19] BICHINDARITZ, I. SULLIVAN, K. M., 'Generating Practice Cases for Medical Training from a Knowledge-Based Decision-Support System', *Proc. Workshop on Case-Based Reasoning for Education and Training, 6th ECCBR*, Aberdeen (Escócia) 2002.

[20] ALVES A.C.O., "Proposta de um Modelo para a Implementação de um Ambiente Inteligente para o Ensino de Informática Médica", Dissertação de Mestrado em Engenharia de Produção, UFSC, 2002.

[21] FLOWER, D.G., 'A Model for Designing Intelligent Tutoring Systems', *Proc Journal of Medical Systems*, Vol. 15, nº.1, 1991.

[22] MOREIRA, G.S.F. et al, 'Um ambiente virtual para discussão de casos de Cardiologia.', *Informedica Journal*, Vol. I, n° II, 2002. Endereço da Internet: http://www. informedicajournal.org / a1n2 / files / resultadosphp?pagina=&evento=1&pagina=5 acessado em 16 de maio de 2004.

[23] TSAGANOU, G., GRIGORIADOU, M., CAVOURA T., "Modelling Student's Comprehension of Historical Text Using Fuzzy Case-Based Reasoning", *Proc. Workshop on Case-Based Reasoning for Education and Training, 6th ECCBR*, Aberdeen (Escócia) 2002.

[24] DB2. Endereço da Internet: http://www-306.ibm.com/software/data/db2/ acessado em 10 de maio de 2004.

DOSAGEM DE GLICOSE SANGÜÍNEA EM EQUIPAMENTOS MANUAL E AUTOMATIZADO PARA PORTADORES DE DIABETES MELLITUS

P. M. Gewehr, I. C. Suldofski*

Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná (CEFET-PR)/CPGEI – Programa de Pós-Graduação em Eng. Elétrica e Informática Industrial, Curitiba-PR, Brasil
*Laboratório Bioclínico Álvaro S/C, Cascavel, PR

gewehr@cpgei.cefetpr.br

Abstract: This paper presents an assessment of blood glucose determination for diabetic patients making use of manual and automated analyzers. A standardization of the manual technique was developed after an initial analysis carried out for 46 patients, resulting in rigorous criteria for temperature, reaction time, collection and handling of samples, etc. Based on the standardized procedure a final study was developed with 50 patients carriers of diabetes *mellitus* where a perfect correlation (r=1.00) was obtained between the measurements of both instruments, showing the feasibility of using the manual analyzer for the determination of blood glucose in clinical laboratories since rigorous criteria have been established for its practical use.
***Palavras Chaves*: glicose, diabetes *mellitus*, padronização.**

Introdução

O diabetes *mellitus* é considerado atualmente como uma das principais doenças crônicas no mundo devido à sua alta prevalência e elevadas taxas de morbidade e mortalidade [1]. Sua consequência primária é a elevação da glicose sanguínea, a chamada hiperglicemia [2]. Uma vez detectada a doença diabetes *mellitus*, o paciente entra em uma rotina semanal ou mensal de controle da concentração da glicose sangüínea por métodos quantitativos. A determinação da glicemia é importante para a tomada de decisões no tratamento imediato e futuro [3]. Em pacientes hospitalizados, a glicose é um exame de rotina diária na maioria dos internados devido à administração de vários medicamentos e de soro contendo glicose na sua composição.

Um dos problemas encontrados na dosagem da glicose sangüínea nos laboratórios de análises clínicas é que poucos conseguem trabalhar com uma técnica automatizada, tanto pelo custo operacional, como pela demanda de exames diários de glicose, já que, se o número de exames encaminhados ao laboratório for muito pequeno, a técnica automatizada torna-se excessivamente cara e inviável e, se o inverso ocorre, ou seja, o número de exames é muito grande, a técnica manual se torna trabalhosa e passível de falhas na prática do exame.

Os principais problemas encontrados na rotina laboratorial em relação ao equipamento manual são o tempo gasto para a realização do exame, a padronização da técnica para o correto uso da mesma pelos diversos técnicos e, fatores importantes como a calibração do equipamento, controle de qualidade e cálculos para se obter os resultados. Assim, torna-se necessário adequar uma rotina para o doseamento da glicose em equipamento manual que permita uma correlação com os resultados encontrados em amostras conhecidas (amostras controle) [3].

O objetivo deste trabalho é efetuar uma avaliação comparativa no doseamento da glicose entre equipamentos manual e automatizado, utilizando-se para tal, a metodologia hexoquinase para ambos equipamentos em pacientes portadores de diabetes *mellitus* na rotina de um laboratório de análises clínicas. Com base nos resultados obtidos pretende-se padronizar a rotina do equipamento manual, tendo como referência os valores obtidos com o equipamento automatizado.

Materiais e Métodos

Os testes foram realizados em um laboratório de análises clínicas da cidade de Cascavel-PR, no setor de bioquímica, inicialmente em 46 pacientes e posteriormente em 50 pacientes com doença diabetes *mellitus* estabelecida (com o intuito de se avaliar toda a faixa de operação dos equipamentos). O plano de testes foi submetido e aprovado pelo corpo clínico da empresa e a escolha das amostras foi aleatória, sendo que elas foram coletadas para a realização de outros exames laboratoriais e não especificamente para este trabalho.

Amostras: Inicialmente analisaram-se 46 amostras sem critérios de padronização de tempo, coleta, temperatura de reação, calibração de pipetas, exclusão de amostras e sem a calibração do equipamento manual. Para a análise final (com padronização), utilizaram-se 50 pacientes portadores de diabetes *mellitus*, onde as amostras foram coletadas e imediatamente centrifugadas. Para cada bateria de testes foram processadas 10 amostras em paralelo diariamente, tanto no equipamento manual quanto no equipamento automatizado, por 5 dias consecutivos, visando mostrar que o número de amostras realizadas simultaneamente poderia interferir na exatidão dos resultados obtidos para o equipamento manual, uma vez que, quanto maior o número de amostras, maior será o tempo gasto nas análises e, portanto maior a diferença desses resultados

em relação ao equipamento automatizado. As 10 amostras em teste foram processadas por dois operadores diferentes tanto no equipamento manual quanto no automatizado. Este procedimento teve como objetivo mostrar que, desde que se siga o padrão proposto, não deve haver diferenças nos resultados obtidos entre operadores diferentes dos equipamentos.

Coleta das amostras padronizadas: Foi efetuada no período da manhã (até as 10 h) do dia a ser realizado o experimento, devido à necessidade de jejum de 12 horas tanto em paciente com controle de glicose como em paciente sem controle da glicemia, perfazendo 50 pacientes portadores de diabetes *mellitus.* Dados referentes ao paciente, identificação do mesmo, idade, resultados obtidos nos dois equipamentos e com operadores diferentes, foram anotados em planilha apropriada. A investigação sobre o paciente ser diabético ou não foi efetuada com auxílio de um *software* específico que armazena os dados de todos os pacientes cadastrados. A amostra sanguínea foi coletada após mínima estase venosa e com assepsia completa da região a ser puncionada. Após a assepsia, a punção foi efetuada com sistema de coleta a vácuo, o que elimina a possibilidade de hemólise sanguínea e, a quantidade a ser coletada não ultrapassou o limite de 4ml de sangue. A amostra foi introduzida em tubo de ensaio com capacidade de 5ml contendo um gel separador inerte que facilita a separação das células sanguíneas e o soro (parte onde a glicose é dosada).

Preparo das amostras: A centrifugação foi realizada a 3500rpm durante 3 minutos, para se evitar a glicólise (degradação da glicose em ácido pirúvico ou ácido lático) e, para que não se verifique a presença de microcoágulos que possam obstruir o equipamento ou causar diferença de leitura óptica ao ser aspirado para a cubeta de reação. Para não se obter resultados falsamente baixos nas medições, deve-se evitar o tempo entre a coleta e a realização do exame ultrapassar 1h. Além disso, o soro deve ser separado das células sangüíneas no período de até 30 minutos [4] e permanecer nessa condição até a determinação da glicose. Neste caso, o gel separador elimina esta etapa do processo. É importante verificar a calibração da centrífuga antes de se iniciar a centrifugação das amostras, pois, uma rotação errônea pode levar à má separação da amostra ou até hemólise, o que pode influenciar na dosagem de glicose.

Temperaturas ambiente e de reação: Em laboratórios de análises clínicas, a temperatura ambiente ideal para qualquer determinação situa-se em torno de 25°C. A temperatura de reação, para ambos equipamentos, é estabelecida pelo fabricante dos reagentes em 37°C.

Equipamento automatizado e reagente: Como equipamento automatizado utilizou-se um fotômetro tipo *Dimension AR*, marca Dade [5]. O mesmo possui sistema enzimático colorimétrico que utiliza a técnica fotométrica de leitura de absorvâncias e metodologia hexoquinase para a determinação da glicose *in vitro*. O reagente (também Dade) foi adquirido pronto para uso, ou seja, não requer qualquer preparo prévio antes da sua utilização pelo equipamento. O reagente está distribuído em um "cartucho" com seis compartimentos separados entre si. O "cartucho" de reagente possui um código de barras que o identifica como reagente específico para as dosagens de glicose e o equipamento o reconhece como tal. A amostra, após sua identificação para o equipamento, é inserida no carrossel de amostras em uma posição pré-determinada. A pipetagem da amostra e do reagente, incubação da reação, leituras e cálculos são fornecidos automaticamente pelo equipamento.

Equipamento manual: Utilizou-se um espectrofotômetro manual marca Siel, modelo 500 [6]. A faixa de comprimento de onda do equipamento é de 325-900nm. A precisão da seleção do comprimento de onda é de 1nm, possuindo um monocromador do tipo Ebert, com 1200 linhas por milímetro. A fonte óptica é uma lâmpada de halogênio (20W-12V), com sistema de aquecimento lento e verificação do sistema eletrônico do controle. O volume de amostra necessário para a leitura é de 0,4ml.

Calibração: Para a obtenção da curva de calibração do equipamento manual, uma solução calibradora com concentração de 539,0mg/dl (marca Dade) é diluída com solução fisiológica (NaCl 0,9%), de modo que as concentrações do calibrador obtidas com estas diluições englobam todos os valores esperados de glicose dos pacientes em estudo. No caso foram feitas diluições até 1/512, o que resultou em 1,05 mg/dl.

Para a obtenção da curva de calibração do equipamento automatizado, utilizaram-se os calibradores padrões (marca Dade), com três níveis: (0,0mg/dl), médio (268,0mg/dl) e alto (537,0mg/dl). Um cadastro padronizado pela máquina é realizado no equipamento para se iniciar a calibração e ao mesmo tempo, determina as posições de pipetagem para as amostras dos calibradores no carrossel de amostras. O equipamento realiza as pipetagens, reações e cálculos automaticamente, liberando os resultados da glicose como ocorre para uma amostra teste em 10 minutos após o início das reações.

Controle de qualidade: Para o equipamento manual, um padrão fornecido pelo kit do equipamento (100mg/dl) age como um controle de qualidade, uma vez que o mesmo ao ser analisado como amostra, o resultado não pode apresentar um coeficiente de variação maior que 5% entre uma análise e outra (se ocorrer, são necessários ajustes). O padrão do kit é rodado em paralelo com a amostra, sempre que uma análise for realizada, justamente para se conseguir um critério de qualidade das determinações.

O controle de qualidade utilizado para o equipamento automatizado compreende uma amostra de soro liofilizado com concentrações conhecidas de glicose. A amostra de soro controle utilizada na rotina prática deste equipamento é fornecida pela SBAC (Sociedade Brasileira de Análises Clínicas). Esta amostra é dissolvida com 5ml de água reagente, deixada em repouso por aproximadamente 30 minutos e homogeneizada em seguida. A solução dissolvida é,

então, cadastrada no equipamento como uma amostra no início de cada rotina diária.

Metodologia empregada para ambos equipamentos: O método para determinação da glicose é uma adaptação do método de dehidrogenação da hexoquinase-glicose-6-fosfato [7]. Resumidamente, a hexoquinase (HK) catalisa a fosforilação de glicose pela adenosina-5-trifosfato (ATP) para glicose-6-fosfato, a qual é oxidada para 6-fosfoglicanolatana pela glicose-6-fosfato dehidrogenase (G-6-PDH) com redução simultânea de fosfato dinucleotídeonicotinamida-adenina (NADP). Cada mol de NADP é reduzido (NADPH) para cada mol de glicose presente na amostra. A absorvância derivada do NADPH é determinada equivalendo à concentração de glicose.

Resultados

Teste sem padronização: A Figura 1 apresenta os resultados obtidos do equipamento manual sem a utilização de padronização, para 46 pacientes, tendo como referência o equipamento automatizado. Observa-se que nestes testes utilizou-se apenas um operador para o equipamento manual, não se observou o tempo ideal para a realização dos exames e não se realizou a calibração do equipamento manual antes das dosagens. O intuito disso foi determinar como esses fatores afetam a medição quando comparados com os testes padronizados da dosagem da glicose.

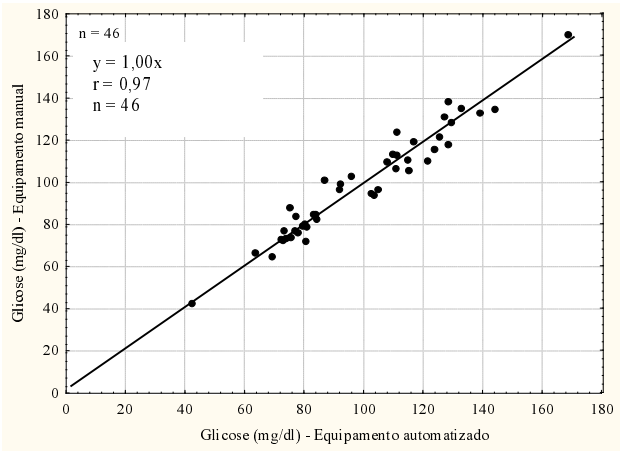


Figura 1: Reta de regressão ajustada aos pontos para a dosagem de glicose com o equipamento manual e automatizado (estudo sem padronização).

Calibração dos equipamentos: A Figura 2 apresenta a curva de calibração obtida com o padrão Dade diluído em concentrações diversas para o equipamento manual. A curva traçada corresponde à média de leituras obtida por 2 operadores diferentes, cujo objetivo foi eliminar o efeito ou tendências do operador nos procedimentos.

A Figura 3 apresenta uma curva de calibração de 3 níveis de concentrações para o equipamento automatizado, conforme já descrito. A curva mostrada não é a ideal, apresentando uma sensibilidade diferente de 1 (coeficiente angular de 0,97 e linear de 1,03) e assim a mesma teve de ser corrigida (procedimento padrão do equipamento) resultando em um novo coeficiente angular de 1,00 e linear de 0,02, considerados aceitáveis para as dosagens de glicose do equipamento.

Teste com padronização: A Figura 4 apresenta o gráfico das medidas do equipamento manual com a padronização desenvolvida, para 50 pacientes, tendo como referência o equipamento automatizado.

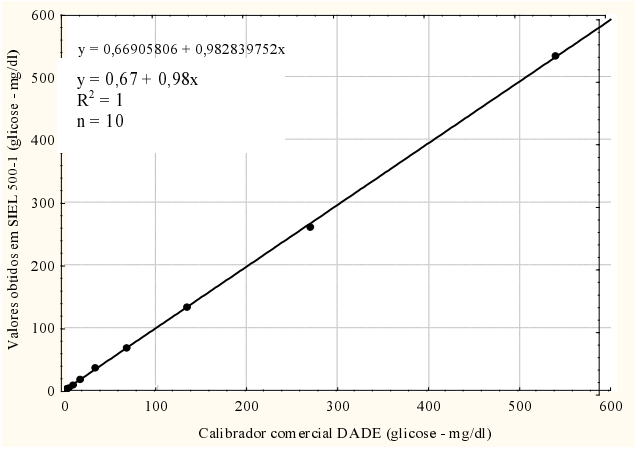


Figura 2: Curva de calibração para o equipamento manual Siel 500.

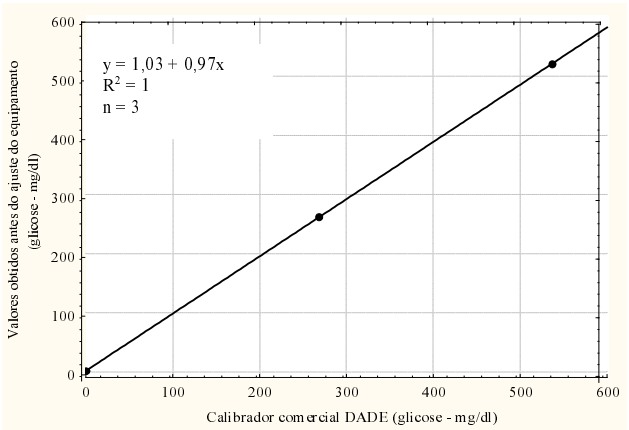


Figura 3: Curva de calibração para o equipamento automatizado Dade sem ajuste.

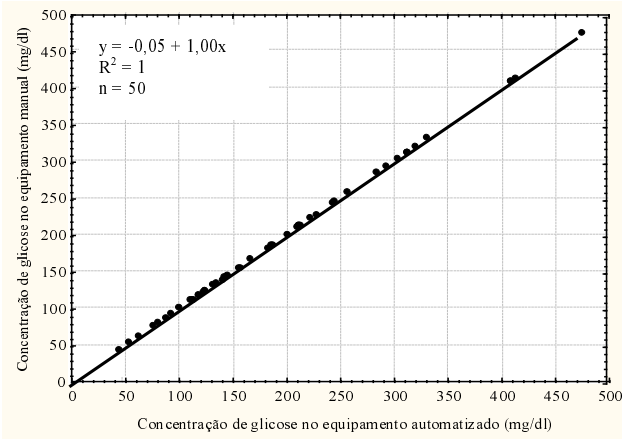


Figura 4: Reta de regressão ajustada aos pontos para a dosagem de glicose com o equipamento manual e automatizado (estudo com padronização).

Discussão

Foram considerados no estudo as variáveis relacionadas à técnica manual como: tempo gasto na realização do exame, calibração da pipeta utilizada e do equipamento, treinamento do operador, preparo dos reagentes, temperatura de reação, quantidade de amostra necessária, número de amostras que poderiam ser quantificadas em paralelo sem interferência de resultado e, reprodutibilidade dos resultados, já que o estudo foi realizado em duplicata para cada amostra.

As retas de calibração, ajustadas pelo método dos mínimos quadrados, para os dois equipamentos mostraram valores muito próximos da unidade, indicando sensibilidade próxima do ideal para ambos. O equipamento automatizado requereu correção (vide resultados).

Com base no valor do coeficiente de correlação de r=0,97 para o teste sem padronização, verificou-se que havia uma diferença de medição entre os dois equipamentos. Comparando-se os resultados do estudo sem padronização com os resultados do estudo padronizado, o valor de r aumentou de 0,97 para 1,00 (indicando que praticamente todas as medições do analisador manual coincidiram com as do analisador automatizado) ou seja, houve uma melhoria na medição de glicose com a otimização das variáveis consideradas para a técnica manual.

Conclusão

Apresentam-se, na sequência, as principais conclusões com relação às variáveis do estudo.

Temperatura ambiente: a temperatura deve ser mantida o mais próximo possível de 25°C.

Temperatura de reação: a temperatura de reação deve ser exatamente 37°C, como estipulado pelo fabricante dos reagentes.

Calibração dos equipamentos: para ambos equipamentos deve ser obrigatória antes de qualquer determinação de glicose nos mesmos. Os resultados apresentados mostram que o padrão do kit utilizado em paralelo com as amostras serve de referencial para a validade da calibração do equipamento manual.

Tempo de realização das análises e centrifugação das amostras: não se deve deixar o tempo entre a coleta das amostras e a realização dos testes ultrapassar 1 hora e o tempo de centrifugação após a coleta das amostras não deve ultrapassar 30 minutos. Assim, evita-se a perda de qualidade dos resultados obtidos (glicólise das amostras).

Pipetas: devem estar calibradas. Este é um procedimento padrão para qualquer determinação analítica.

Concentração de glicose em pacientes com níveis de glicose fora da linearidade do método: a linearidade do método é estipulada pelo fabricante do kit de reagente. Para evitar resultados falsamente baixos, deve-se proceder à diluição 1:10 com solução fisiológica (NaCl 0,9%) e multiplica-se o resultado obtido pelo fator de diluição (10). Este também é um procedimento padrão.

Padrão paralelo: para cada análise efetuada no equipamento manual deve-se rodar, em paralelo com a amostra, o padrão do kit de reagente como se fosse uma outra amostra. Este procedimento é utilizado como um controle de qualidade para as análises, uma vez que, esta solução possui concentração conhecida de glicose estipulada pelo fabricante do kit de reagente e, serve também, como base de cálculo para os resultados finais dos exames pois o cálculo de glicose utiliza a concentração deste padrão e sua respectiva absorvância.

Tempo: a técnica para determinação da concentração de glicose pela metodologia hexoquinase é padronizada com uma duração de 5 minutos de incubação das amostras em banho-maria a 37°C. Para o equipamento automatizado a incubação não possui interferentes, mas, o equipamento manual necessita de um banho-maria externo para sua realização e a correta temperatura deste é imprescindível para a obtenção de resultados precisos.

Operadores e número de amostras: os operadores devem ser treinados quanto aos procedimentos para que a metodologia padronizada e testada neste estudo seja rigorosamente seguida. O número de amostras rodadas em paralelo não deve ultrapassar 10, uma vez que este experimento provou que este número não afeta o resultado final dos pacientes (um número superior a 10 amostras em paralelo não foi testado).

O estudo mostrou que o equipamento manual é viável para a determinação de glicose em uma rotina de um laboratório de análises clínicas, desde que sejam estabelecidos os critérios ótimos para sua utilização.

Referências

[1] CHACRA A.R., "O uso de inibidores da aldose-redutase no tratamento e prevenção da neuropatia", *Terapêutica do Diabetes* 2(**5**):1-4, 1994.

[2] BEVILACQUA, F., *Fisiopatologia Clínica,* Rio de Janeiro: Ateneu, 1989.

[3] AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, "Implications of the diabetes control and complications trial", *Diabetes Care*, 20: 62-64, 1997.

[4] HENRY, J.B., *Diagnósticos Clínicos e Tratamento por Métodos Laboratoriais,* São Paulo: Manole, 1999.

[5] DADE, *Clinical Chemistry System-Routine Maintenance Guide,* New York: DADE, 1999.

[6] SIEL, *Manual do Equipamento Siel 500*, Curitiba: SIEL, 1995.

7] KAPLAN L., PESCE A.J., *Clinical Chemistry: Theory, Analysis, Correlation,* Boston: Mosby, 1996.

CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA DE SEGMENTOS ARTERIAIS POR UM MODELO DE LINHA DE TRANSMISSÃO NÃO UNIFORME

A. S. Ferreira*, J. B. Filho** e M. N. Souza*

* Universidade Federal do Rio de Janeiro/Programa de Engenharia Biomédica - COPPE, Rio de Janeiro, Brasil
** Instituto Nacional de Cardiologia - Laranjeiras/Divisão de Hipertensão Arterial, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: arthur@peb.ufrj.br

Abstract: Modelling of cardiovascular system represents a valuable techinic to diagnosis of arterial dieseases such as systemic arterial hypertension. The aim of this paper is to evaluate the possibility of representing an arterial segment as a transmission line. The equations are presented in the state-variable form, allowing the discription of an arterial segment in terms of interpretable mechanical/physiological parameters. The model was tested using real signals of pressure pulse in software that optimized its parameters. The results show that the arterial pressure pulse representation by this methodology has advantages on the windkessel-type models.

***Palavras Chaves*: hipertensão arterial sistêmica, linha de transmissão, sistema arterial, windkessel.**

Introdução

As doenças do sistema circulatório, tais como a Hipertensão Arterial Sistêmica (HAS), provocam alterações específicas na parede dos vasos arteriais, tais como aterosclerose [1] e remodelagem arterial [2]. A determinação de propriedades mecânicas das artérias (complacência, resistência vascular local e periférica) tem sido alvo de estudos por apresentar elevada relevância clínica nessas doenças [3-5]. Dada a natureza insidiosa de tais desordens, quanto mais precoce a identificação do processo patológico das artérias, melhores podem ser os resultados terapêuticos obtidos [6].

Atualmente, diversos métodos estão disponíveis para o estudo, diagnóstico e acompanhamento das doenças cardiovasculares, sendo a Velocidade de Onda de Pulso (VOP) e a determinação não-invasiva da complacência arterial métodos amplamente empregados [7-11]. Tais métodos normalmente utilizam sinais de pressão, fluxo ou diâmetro para obter os parâmetros mecânicos de interesse. A VOP baseia-se na propagação da onda de pulso (pressão) pelo sistema arterial, sendo calculada pela relação entre a distância entre dois sítios arteriais e o tempo necessário para percorrê-los [4]. A complacência usualmente é obtida através da modelagem do sistema (ou segmento) arterial, com a analogia eletro-hidráulica, utilizando sinais de pressão e/ou fluxo. Para esta modelagem, os modelos tipo Windkessel (WK) de 3 ou 4 elementos (parâmetros concentrados) têm sido descritos como adequados para estudar este problema sob algumas condições [12-14]. Em trabalho anterior [15] mostrou-se ainda uma relação inversa entre VOP e complacência, além do aumento do poder diagnóstico da HAS com a extração da complacência através dos modelos WK e de seu uso associado à VOP.

Apesar de amplamente empregados, os modelos WK (parâmetros concentrados) apresentam algumas limitações importantes. As variações de pressão presentes na diástole e em algumas condições clínicas no fim da sístole (reflexões) não podem ser simuladas por este tipo de modelo. Nestes casos, a modelagem por parâmetros concentrados deve ser substituída por parâmetros distribuídos, sendo a interpretação de Linha de Transmissão (LT) adotada para diversos segmentos arteriais [16-17].

O objetivo deste trabalho é apresentar a modelagem do segmento arterial braquial-radial baseado em um modelo de LT não uniforme e investigar a possibilidade de otimização, através de um método de gradiente descendente, dos parâmetros do modelo para ajustar a saída a pulsos de pressão reais adquiridos não-invasivamente.

Materiais e Métodos

O sistema arterial (ou segmento) pode ser modelado utilizando-se a analogia eletro-hidráulica, onde os pares pressão (P) – tensão (V) e fluxo (Q) – corrente (I) são equivalentes. Os parâmetros elétricos de resistência (R), capacitância (C) e indutância (L) representam, respectivamente, resistência vascular (local ou periférica), complacência e inertância [17].

A Figura 1 representa o modelo de parâmetros distribuídos adotado. O modelo representa um segmento arterial de comprimento subdivido em N seções, cada uma de tamanho $d\ell$. Cada seção k é constituída de 3 elementos (R_k, L_k e C_k), sendo que as seções são dispostas em cascata e terminadas em uma impedância

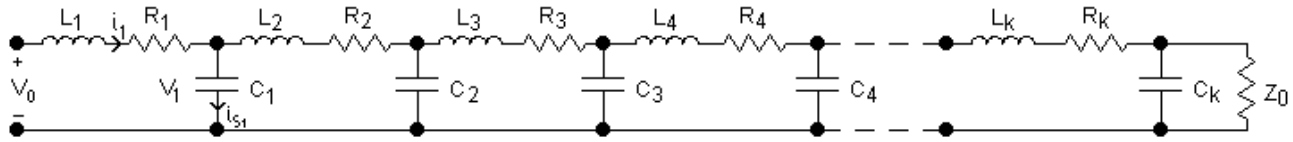


Figura 1: Modelo de Linha de Transmissão para um segmento arterial.

Z_0 (representando o leito vascular associado ao segmento arterial estudado).

Para esta representação, dois sistemas de equações podem ser explicitados: para as *k* seções iniciais e para a última seção *N*.

Para as primeiras *k* seções, as soma de corrente nos nós e a relação corrente-tensão nos elementos pode ser escrita como

$$\begin{cases} I_k = Is_k + I_{k+1} & (1) \\ Is_k = C_k \dfrac{dV_{k+1}}{dt} & \\ V_k = L_k \dfrac{dI_k}{dt} + R_k I_k + V_{k+1} & (2) \end{cases}$$

(3)

O sinal de pressão arterial de entrada é representado neste modelo por V_0. Para a última seção, as equações de corrente a serem resolvidas são

$$\begin{cases} I_N = Is_N + \dfrac{V_N}{Z_0} & (4) \\ Is_N = C_N \dfrac{dV_N}{dt} & (5) \end{cases}$$

onde V_N é o sinal de tensão de saída do modelo.

Para a solução computacional dos sistemas acima foi escolhido o método de variáveis de estado [17]. Sendo assim, exemplificando para uma linha de 2 seções, a equação de estado adquire a forma

$$\begin{bmatrix} \dot{I}_1 \\ \dot{I}_2 \\ \dot{P}_2 \\ \dot{P}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -A_1 & 0 & -B_1 & 0 \\ 0 & -A_2 & B_2 & -B_2 \\ D_1 & -D_1 & 0 & 0 \\ 0 & -D_2 & 0 & -E \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} I_1 \\ I_2 \\ P_2 \\ P_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} B_1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \cdot P_1 \quad (9)$$

onde $A_k = R_k / L_k$, $B_k = 1/L_k$, $D_k = 1/C_k$ e $E = 1/(C_k \cdot Z_0)$.

A escolha dos parâmetros R_k, L_k e C_k determinam a natureza uniforme ou não uniforme da LT. Quando os parâmetros são escolhidos de forma que seus valores sejam os mesmos para cada seção *k*, a LT é considerada uniforme. Neste trabalho, a distribuição dos parâmetros pelas seções da LT segue o comportamento fisiológico encontrados em humanos [17], conforme aproximado pelas equações

$$\begin{cases} R_k = R_0 \cdot e^{a \cdot (d\ell \cdot k)} & (10) \\ L_k = L_0 \cdot d\ell & (11) \\ C_k = C_0 \cdot e^{-a \cdot (d\ell \cdot k)} & (12) \end{cases}$$

onde α determina a taxa de variação do parâmetro ao longo do comprimento da LT.

A solução da equação de estado para este modelo de LT foi implementado em LabVIEW 6.0 para Windows, de modo a ser incorporada no sistema de aquisição e processamento de sinais de onda de pulso desenvolvido previamente [15]. Tal sistema permite a obtenção simultânea de ondas de pulso em dois sítios arteriais superficiais. A partir destes sinais coletados, pode-se calcular automaticamente a VOP e determinar a complacência arterial do segmento através dos modelos WK3 [15] e WK4 [18].

De modo a verificar o comportamento da modelagem efetuada, sinais de pressão de dois pacientes (um caso normotenso e outro com hipertensão arterial sistêmica) coletados com transdutores piezoelétricos no segmento arterial braquial-radial foram utilizados para análise. A metodologia e o protocolo para a aquisição dos dados pode ser encontrada em [15]. Para cada um dos casos, o segmento arterial foi modelado como uma LT de 20 seções. Com o pulso de entrada e o perfil dos parâmetros da LT, uma saída teórica pode ser obtida. Esta saída foi comparada com a saída real do paciente (pulso distal) e, através de uma rotina de otimização, os parâmetros da LT foram ajustados de modo a simular o pulso distal real.

Resultados

A Figura 2 mostra os sinais de pressão utilizados como entrada no modelo de LT e o pulso distal real (linha contínua) e simulado (linha tracejada) para o indivíduo normal. A Figura 3 mostra os sinais de pressão utilizados como entrada no modelo de LT e o pulso distal real (linha contínua) e simulado (linha tracejada) para o indivíduo com hipertensão arterial sistêmica.

Discussão

O uso de analogia eletro-hidráulica para modelagem matemática dos sistemas biológicos deve

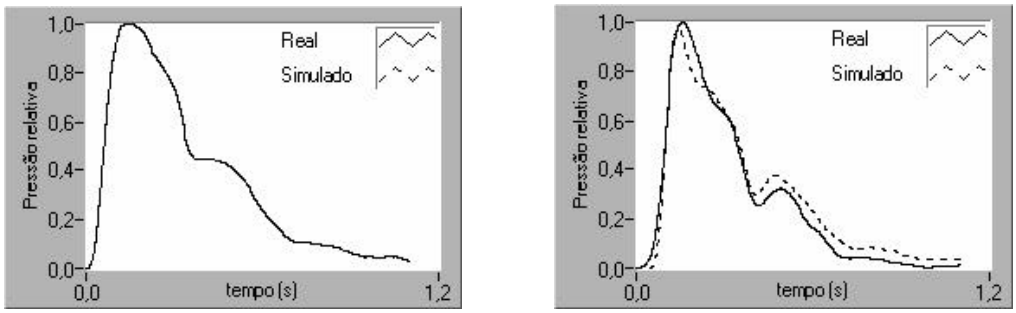


Figura 2: sinais de pressão de entrada (esquerda), saída real (direita, linha contínua) e saída simulada (direita, linha tracejada) característico de um indivíduo normotenso.

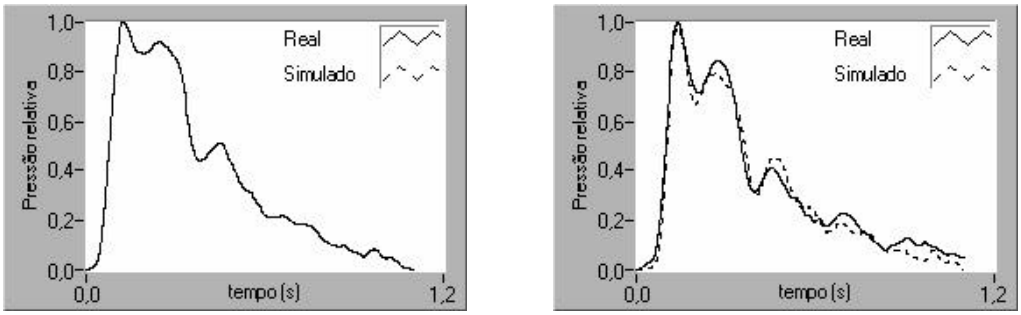


Figura 3: sinais de pressão de entrada (esquerda), saída real (direita, linha contínua) e saída simulada (direita, linha tracejada) característico de um indivíduo com hipertensão arterial sistêmica.

ser utilizada sob aspectos teóricos específicos, sobretudo fisiológicos. A utilização de modelos de parâmetros concentrados ou distribuídos parece ser dependente dos aspectos que se deseja considerar. Modelos com poucos parâmetros são de fácil interpretação, porém sofrem de perda de informação por generalização. Por outro lado, um grande número de parâmetros aumenta a capacidade de modelagem, assim como a dificuldade de relacionar tais parâmetros com os eventos fisiológicos.

No sistema circulatório, cujas características reológicas e mecânicas alteram-se progressivamente com o aumento da distância do coração, modelos de parâmetros concentrados têm sido utilizados quando a informação a ser extraída é sobre a circulação sistêmica, pulmonar ou segmentar [13], como é o caso dos modelos WK3 e WK4.

A maior vantagem dos modelos resultantes da discretização da concepção de parâmetros distribuídos, em comparação aos de parâmetros concentrados, é a maior fidelidade aos aspectos fisiológicos. Com este tipo de analogia, pode-se considerar alterações geométricas e mecânicas não lineares, tais como a redução exponencial do raio e as variações de complacência arterial. A limitação mais importante refere-se ao número de iterações que precisam ser calculados para a obtenção do pulso de saída, refletindo-se em um maior tempo computacional.

O posicionamento de malhas em cascata proporciona a capacidade de modelar reflexões na onda de pulso, especialmente na fase diastólica. Este fato deve-se ao descasamento de impedância entre seções consecutivas, que estabelece relações de reflexão e transmissão proporcionais a esse descasamento. Tal discrição das reflexões não é capturado pelos modelos mais simples de parâmetros concentrados WK3 e WK4.

Conclusão

A modelagem de LT parece adequada para a mimetização de pulsos de pressão arterial em um segmento vascular, incluindo aspectos clínicos relevantes, tais como as reflexões diastólicas. A continuidade do estudo pode levar a levantamentos de perfis de parâmetros que poderiam refletir condições de normalidade ou desordem vascular, podendo se tornar uma ferramenta de uso clinico.

Agradecimentos

Este trabalho foi parcialmente financiado pelas agências de pesquisa CNPq, CAPES, FAPERJ e PRONEX.

Referências

[1] ARNETT D.K., EVANS G.W., RILEY W.A., “Arterial stiffness: A New cardiovascular Risk Factor?”, *Am. J. Epidemiol.* 140(**8**):669-82, 1994.

[2] CHRYSANT S.G., "Vascular Remodeling: The Role of Angiotensin-convertig Enzyme Inhibitors", *Am. Heart J.* 135:S21-30, 1998.

[3] KARAMANOGLU M., GALLAGHER D.E., AVOLIO A.P., O´ROURKE M.F., "Pressure Wave Propagation in a Multibranched Model of the Human Upper Limb", *Am. J. Physiol.* 269(**38**):H1363-9, 1995.

[4] LEHMANN E.D., "Clinical Value of Aortic Pulse-wave Velocity Measurement", *The Lancet* 354:528-9, 1999.

[5] O´ROURKE M.F., STAESSEN J.A., VLACHOPOULOS C., DUPREZ D., PLANTE G.E., "Clinical Apps of Arterial Stiffness ; Definitions and Reference Values", *Am. J. Hypert.* 15:426-44, 2002.

[6] HEISTAD D.D., ARMSTRONG M.L., BAUMBACH G.L., FARACI F.M., "Sick Vessel Syndrome: Recovery of Atherosclerotic and Hypertensive Vessels", *Hypertension* 26:509-13, 1995.

[7] BRAMWELL J.C., HILL, A.V., "Velocity of Transmission of the Pulse-wave", *The Lancet* 6:891-2, 1922.

[8] ELIAKIM M., SAPOZNIKOV D., WEINMAN J., "pulse Wave Velocity in Healthy Subjects and in Patients with various Disease States", *Am. Heart J.* 82(**4**):448-57, 1971.

[9] CHIU Y.C., ARAND P.W., SHROFF S.G., FELDMAN T., CARROLL J.D., "Determination of Pulse Wave Velocity with Computerized Algorithms", *Am. Heart J.* 121:1460-70, 1991.

[10] ASMAR R., BENETOS A., TOPOUCHIAN J., LAURENT P, PANNIER B., BRISAC A.-M., TARGET R., LEVY B.I., "Assesment of Arterial Distensibility by Automatic Pulse Wave Velocity Measurement", *Hypertension* 26:485-90, 1995.

[11] QUICK C.M., BERGER D.S., HETTRICK D.A., NOORDERGRAAF, A., "True Arterial System Compliance Estimated from Apparent Arterial Compliance", *Ann. Biomed. Eng.* 28:291-301, 2000.

[12] BEKEY G.A., BENEKEN J.E.W., "Identification of Biological Systems: a Survey", *Automatica* 14:41-7, 1978.

[13] AVANZOLINI G., BARBINI P., CAPPELLO A., CEVENINI G., POHL V., SIKORA T., "Tracking Time-Varying Properties of the Systemic Vascular Bed", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 36(**3**):373-81, 1989.

[14] STERGIOPOULOS N., WESTERHOF B.E., WESTERHOF N., "Total Arterial Inertance as the Fourth Element of the Windkessel Model", *Am. J. Physiol.* 276(**45**):H81-8, 1999.

[15] FERREIRA A.S., SANTOS M.A.R., BARBOSA FILHO J., CORDOVIL I., SOUZA M.N., "Determination of Radial Artery Compliance can Increase the Diagnostic Power of Pulse Wave Velocity Measurement", *Physiol. Meas.* 25:37-50, 2004.

[16] LACOURSE J.R., MOHANAKRISHNAN G., SIVAPRASAD K., "Simulations of Arterial Pressure Pulses using a Transmission Line Model", *J. Biomech.* 19(**9**):771-80, 1986.

[17] EINAV S., AHARONI S, MANOACH M., "Pulse Trasmission and Impedance Characteristics of a non-uniform circulatory model", *J. Biomed. Eng.* 14:390-6, 1992.

[18] FERREIRA A.S., BARBOSA FILHO J., SOUZA M.N., "Comparison of segmental arterial compliance determined with three and four element windkessel models", *Proc. 25th Annual Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, Cancun, México, 2003.

SIMULADOR COMPUTACIONAL DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS INTRUSIVOS POR MODELAGEM DE DIPOLO

F. A. Soares*, S. Salomoni*, A. F. da Rocha*, I. dos Santos**, W. H. Veneziano*, F. A. O. Nascimento*

* Universidade de Brasília, Departamento de Engenharia Elétrica, Brasília. Membro, IEEE
** Universidade Federal de Santa Catarina, Departamento de Engenharia Elétrica, Florianópolis

e-mail:fabianosoares@ieee.org

Abstract: The objective of this work is to develop a methodology for simulation of EMG signals. This methodology has a large spectrum of applicability, especially for testing tools for studying muscular diseases and intensive muscular activity. The synthetic EMG generator was developed in MATLAB and uses a graphical interface that allows a large degree of interactivity and customization of the parameters. The software uses the dipole action potential as a MUAP model and includes several other realistic features in order to accurately simulate real signals.

***Palavras Chaves*: Eletromiografia, Simulação computacional, Modelo de dipolo, Série de Hermite.**

Introdução

As unidades motoras (MUs) são blocos primordiais do sistema neuromuscular. São nessas unidades que se encontram as fibras musculares. As fibras de uma mesma MU são ligadas a um axônio motor alfa, que estimula a contração ou a extensão da mesma, dependendo do potencial recebido como estímulo.

O processo de detecção, realizado por eletrodos invasivos ou não, de potenciais de ativação dessas MUs (MUAPs) que se sobrepõem uns aos outros é denominado eletromiografia (EMG).

A habilidade de compreender esses sinais e suas componentes é de vital importância para diversos tópicos, tais como ergonomia, geriatria, esportes, reabilitação e aplicações médicas em geral.

Para um estudo mais detalhado desse sinal tão importante, nem sempre há disponibilidade suficiente de sujeitos, ou, outras vezes, o experimento que se deseja realizar possui complicações éticas que não permitem ou dificultam o recrutamento dos mesmos. Por este motivo, uma interface de simulação de tal sinal mostra-se uma ferramenta útil e atraente. Este trabalho propõe um método de simulação multifuncional e altamente configurável, para atender a tais necessidades.

O software foi desenvolvido sobre a ferramenta MATLAB 6.5 (MathWorks, Inc), utilizando equações e considerações amplamente conhecidas e divulgadas na literatura especializada [1-7] O modelo desenvolvido utiliza como base principalmente os estudos de D. Farina, A. Crosetti, e R. Merletti [8]. Entretanto, o presente trabalho apresenta melhorias significativas principalmente com respeito à maior interatividade na configuração dos parâmetros e apresentação dos resultados, além de possuir uma maior generalidade, devido ao fato de o algoritmo de Farina ser voltado principalmente para o teste de algoritmos de decomposição, enquanto o presente modelo possui um escopo mais geral.

Materiais e Métodos

J. Ekstedt [2], em seus estudos sobre fibras musculares humanas, mostrou que tanto as ativações musculares voluntárias quanto as involuntárias possuem como forma de onda um sinal bifásico suave. Ele também mostrou que, para um eletrodo mantido em uma posição constante em relação à fibra, mantendo-se o nível de contração constante, os MUAPs possuem características semelhantes, sendo possível considerar suas formas de onda constantes em uma primeira aproximação. Sendo assim, é possível utilizar o modelo de dipolo como uma aproximação satisfatória na simulação de potenciais extracelulares de uma fibra muscular humana [2].

Um gerador de dipolo pode ser modelado como um sistema que possui uma fonte e um dissipador de corrente, ambos com amplitude I, separados por uma certa distância. A fonte de corrente produz um campo de potencial esférico dado pela Equação 1.

$$\phi(r) = \frac{I}{4\pi v}\left[\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2}\right] \qquad (1)$$

Na equação 1, ν é a velocidade de condução do meio que cerca a fibra e r_1 e r_2 são as distâncias da fonte e do dissipador ao ponto de observação.

O músculo braquial do bíceps é amplamente discutido na literatura e, por esse motivo, foi escolhido como base para este modelo. Esse músculo possui uma velocidade de condução média de 4,1 m/s para os MUAPs a uma temperatura de 36,5^o [3]. As velocidades dos potenciais de todas as fibras do músculo braquial podem ser consideradas as mesmas [1].

Os estudos de Buchthal [4], mostram que o território de uma unidade motora (MU) de um músculo

braquial saudável é aproximadamente circular, com um diâmetro médio de 5mm, corroborando a distribuição axial utilizada. Além disso, é estimado que uma MU nesse músculo contém, em média, 163 fibras.

Para simular essa distribuição das fibras em cada MU, uma dispersão espacial aleatória e uniforme de 100 a 250 fibras (configurável pelo usuário) é gerada pelo computador em um círculo de 5mm de diâmetro.

Assumindo que o feixe de fibras se encontra dentro de um duto condutor extenso e homogêneo, pode ser aplicado o princípio de Helmholtz [6], que enuncia que a voltagem causada em um ponto por mais de uma fonte de força eletromotriz (f.e.m.) é dada pela soma algébrica das voltagens geradas individualmente por cada fonte. Sendo assim, o programa desenvolvido soma as contribuições individuais de cada fibra para produzir o MUAP total.

As direções de propagação dos potenciais de ativação não são exatamente as mesmas, devido, principalmente, a diferenças nas configurações espaciais e fisiológicas das fibras. O resultado é uma dispersão temporal nos instantes de chegada dos potenciais ao plano dos eletrodos [1].

Para apreciar os efeitos de tal dispersão nos potenciais da unidade motora (MUAPs), é assumida, para efeitos de modelamento, uma distribuição gaussiana na distribuição das fibras com relação ao plano dos eletrodos. O resultado dessa dispersão é uma elongação do potencial e um decaimento da amplitude [7].

Entretanto, os MUAPs não se manifestam isoladamente, sendo o sinal de EMG a soma de todos os trens de MUAPs (MUAPTs) da região analisada. Sendo assim, é necessário contemplar estas somas no modelo.

Um dos modelos mais gerais e mais amplamente usados para modelar um sinal de EMG no domínio discreto do tempo é definido pela equação a seguir [8]:

$$S[n] = \sum_{i=1}^{M} \sum_{k=1}^{N_i} x_{ik}(nT_s - \Phi_{i,k}) + v(nT_s) \qquad (2)$$

Onde:

T_s Período de amostragem.

M Número de MUs Ativas.

N_i Número de MUAPs no sinal pertencente à MU_i.

$x_{ik}(t)$ k-ésimo MUAP pertencente à MU i

$\Phi_{i,k}$ Tempo de ocorrência de $x_{ik}(t)$

$v(nT_s)$ Ruído aditivo considerado em termos gerais, como o ruído eletrodo-eletrólito, ruído de amplificadores, interferência de linha e ruído biológico.

O algoritmo de simulação é explicado tomando-se como base o diagrama da Figura 1.

Configuração dos parâmetros: A primeira tela do programa contém todas as opções de configuração permitidas, além de uma ilustração da distribuição espacial das MUs e do eletrodo de acordo com os parâmetros configurados (na inicialização, utilizam-se os valores padrão). Os parâmetros configuráveis estão divididos em 5 grupos:

1- *Dados de distribuição espacial:* quantidade de MUs a serem geradas, quantidade de fibras de cada MU, posição central do eletrodo, quantidade de superfícies de contato do mesmo, distância entre as superfícies de contato e angulação das superfícies em relação à normal. Assume-se que a forma do eletrodo é uma linha reta e que sua posição é perpendicular às fibras musculares.

2- *Dados da série de Hermite:* ordem da série de Hermite utilizada para a aproximação matemática dos MUAPs de cada MU, semelhante ao discutido em [8].

3- *Dados do MUAPT:* frequência média (em pps) e tamanho (em segundos) dos MUAPTs.

4- *Dado dos modelos:* Percentagem de disparos duplos e aleatórios presentes nos MUAPTs com relação ao total, grau de disperção axial inserido nos dipolos e relação sinal ruído (SNR) do sinal.

5- *Gráficos a serem gerados:* Determinam-se quais gráficos devem ser apresentados na tela.

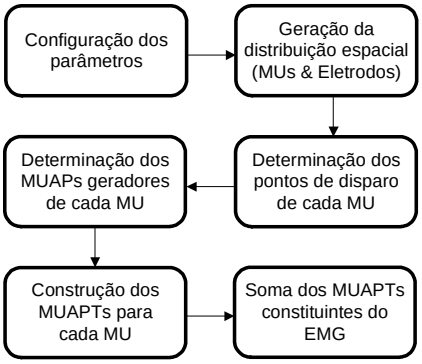


Figura 1: Diagrama geral do algoritmo de simulação

Geração da distribuição espacial: Nessa etapa são geradas e mostradas ao usuário as distribuições espaciais das MUs com suas respectivas fibras, assim como a disposição do eletrodo.

Determinação dos pontos de disparo de cada MU: Nessa etapa, o programa decide aleatoriamente a posição dos pontos de disparo, considerando a freqüência média para determinar a variação aleatória do tempo dos mesmos [9]; distribui os disparos duplos e os disparos aleatórios e regula o recrutamento das MUs, escolhendo entre 5 mecanismos, similares aos definidos por Farina [8].

Determinação dos MUAPs geradores de cada MU: Nesse bloco, é gerada a aproximação por série de Hermite dos MUAPs geradores, que são gerados segundo o modelo de dipolo.

Construção dos MUAPTs para cada MU: Nesse ponto, são recalculadas as aproximações por série de Hermite ao inserir-se, a cada amostra, as variações na amplitude e na escala. Cada MUAPT é constituído por vários MUAPs que diferem uns dos outros por, pelo

menos, uma das seguintes características: contorno de onda, ponto de disparo ou tempo de duração.

Soma dos MUAPTs constituintes do EMG: Por fim, num último bloco, são somados todos os MUAPTs gerados em cada canal e é então adicionado ruído branco aditivo gaussiano (AWGN), em conformidade com a SNR configurada inicialmente, gerando o EMG multi-canal desejado.

As Figuras 2 e 3 ilustram a primeira tela do programa. A Figura 2 mostra onde os parâmetros são definidos. Trata-se de uma interface muito simples, não sendo necessário qualquer treinamento prévio, em virtude do alto grau de interatividade usuário-programa e da objetividade dos parâmetros. A Figura 3 mostra o resultado gerado pelos parâmetros definidos na Figura 1.

Para tornar a visualização mais clara ao usuário, cada MU é apresentada por pontos circunscritos em um círculo de mesma cor, e as estrelas pretas representam as superfícies de detecção do eletrodo.

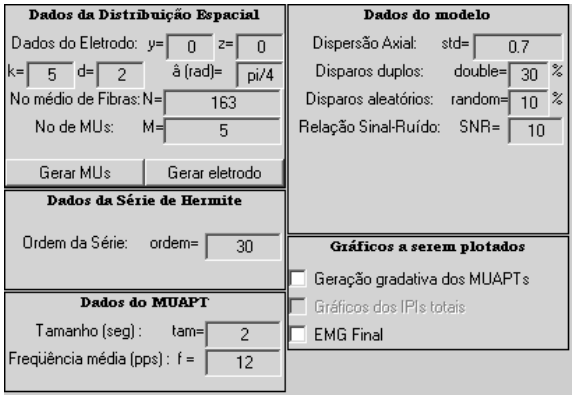


Figura 2: Parâmetros da tela inicial do programa

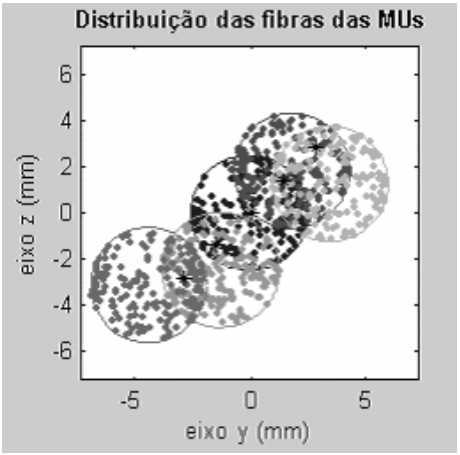


Figura 3: Resultado dos MUs gerados

Resultados

O Resultado obtido é multicanal e separa as contribuições de cada MU. Um exemplo de resultado é mostrado na Figura 4. É visível nessa figura a presença de diversos disparos duplos e aleatórios (como os indicados pelas setas), assim como a diferença na amplitude do sinal de acordo com a distância ao canal receptor.

Computacionalmente, o programa desenvolvido gera uma matriz 3D com todos os MUAPTs (e, por conseguinte, o EMG total) representados em todos os canais de captação, além de seus instantes de amostragem.

A Figura 5 ilustra um espectro de magnitude do sinal, numa tentativa de avaliar as características do modelo. Observa-se um limite bem definido no espectro dentro da faixa de 5kHz Estes resultados são consistentes com resultados publicados na literatura [9].

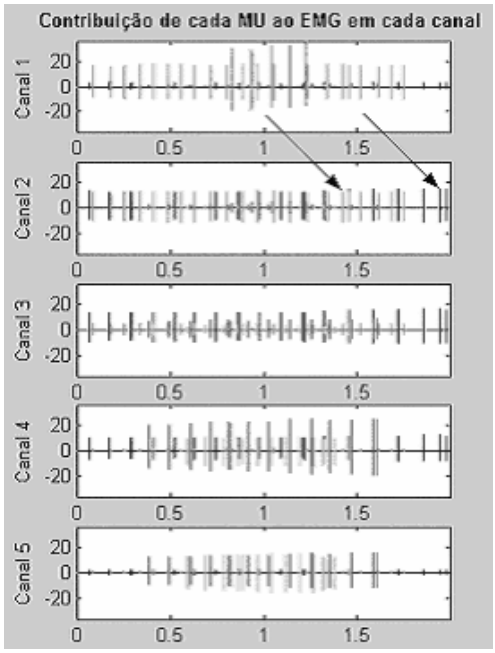


Figura 4: Gráfico de disparo dos MUAPs (ou gráfico de barras de Intervalo InterPulso) para cada canal. Gráfico relativo à distribuição espacial da Figura 3. Mantém-se a mesma definição de cores para as MUs durante a simulação

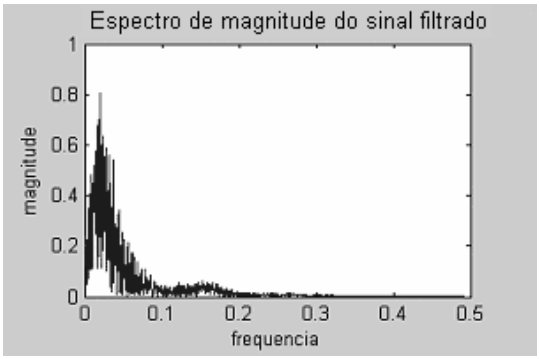


Figura 5: Espectro de magnitude normalizado típico de um sinal de EMG intramuscular. Freqüência amostral utilizada de 15kHz

Discussão

Por meio do algoritmo discutido neste artigo, é possível gerar sinais de EMG sintéticos com um grau satisfatório de fidelidade quanto à forma do sinal e ao espectro de freqüência do mesmo em comparação a resultados de outros algoritmos de simulação [1][8]. O algoritmo possui um alto grau de configurabilidade, o que reflete a sua capacidade de emprego em diversos estudos. É necessário, no entanto, frisar os aspectos limitantes do algoritmo: ele não leva em conta fatores naturais que desfavorecem a captação, como a condutividade do material e a influência de MUs vizinhas (além das representadas no modelo), que contribuem para o ruído do sinal recebido. Também não é levado em conta o fato de que o eletrodo pode se mover durante o período de gravação, e tampouco considera os efeitos da fadiga sobre o sinal.

No entanto, é sabido que, em diversos aspectos, as características previamente citadas atrapalham os resultados desejados pelos estudos, sendo, muitas vezes, desnecessários ou inconvenientes. Para estes estudos, esta ferramenta mostra-se eficaz para a primeira fase de desenvolvimento de algoritmos de processamento.

No meio clínico, a ferramenta pode ser útil em testes de equipamentos ou métodos, a fim de se obter comparações embasadas para a decisão de qual deve ser utilizado em um paciente específico.

Conclusão

Apesar de desprezar alguns aspectos fisiológicos na descrição do EMG, o sinal de EMG aqui gerado apresenta características próximas ao real e o sistema apresenta funcionalidades altamente desejáveis em algoritmos de tratamento deste sinal, como, por exemplo, a captação multicanal.

O presente programa se destaca pela alta interatividade, pela apresentação simples dos dados e pela utilização de um conjunto de eletrodos, ao invés de manipulações matemáticas, para a geração efetiva de sinais multicanal. Outro ponto em destaque é que o algoritmo não tem um escopo restritivo e sim um largo espectro de ação, sendo assim um algoritmo multiuso que pode ser aplicado a estudos de diversas áreas afins.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com o apoio do **CNPq**, uma entidade do Governo Brasileiro voltada ao desenvolvimento científico e tecnológico, por meio da Chamada Conjunta **MCT/SEPIN-FINEP-CNPq** 01/2002, Programa de Apoio à Pesquisa e Desenvolvimento e Inovação em Tecnologia da Informação PDI – TI, e de bolsa de pós-doutorado.

Referências

[1] BOYD, D. C., LAWRENCE, P. D, BRATTY, P. J. A., "On Modeling the Single Motor Unit Action Potential", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 25(**3**):236-43, 1978.

[2] EKSTEDT, J., "Human single muscle fibre action potentials", *Acta. Physiol .Scand.* Suppl. 226(**61**):1-96, 1964

[3] BUCHTHAL, F., GULD, C., ROSENFALK, P., "Innervation zone and propagation velocity in human muscle", *Acta.Physiol. Scand.*, (**35**):174-90, 1955

[4] BUCHTHAL, F., ROSENFALK, P., "On the structure of motor units" in New Developments Electromyography and Clinical Neurophysiology (Ed): *J. E. Desmedit, Karger*, pp 14-22, 1973

[5] STALBERG, E., SCHWARTZ, M. S., DCHILLER, H. H., THIELE, B., "The normal motor unit in man studied with single fibre EMG" *Communications of 5th International Congress of Electromyography,* (Rochester, Minnisota), 1975

[6] HELMHOLTZ, H., "Uber einige Gesetze der Verteilung elektrischer Strome in Korperlichen Leitern mit Anwendung auf die thierisch - Elektrischen Versuch", *Ann. Physik U. Chemie*, (**89**):211-33,352-77, 1853

[7] GEORGE, R. E., "The summation of muscle fibre action potentials", *Med. Biol. Eng. Comput.*, (**8**):357-365, 1970

[8] FARINA, D., CROSETTI, A., MERLETTI, R., "A model for the generation of synthetic intramuscular EMG signals to test Decomposition Algorithms", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 48(**1**):66-77 2001

[9] AGARWAL, G. C., GOTTLIEB, G. L., "An analysis of the electromyogram by Fourier, simulation and experimental techniques", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 22(**3**):225-29, 1975

ANÁLISE PRELIMINAR DA ESTRUTURA TEMPORAL DE SINAIS DE FORÇA MUSCULAR DE PREENSÃO DA MÃO

Luciano Silva[1], Rodrigo C. Souza[1], Thiago B. Rodrigues[1], David S. A. Gouvêa[1], Renato S. Lima Jr.[1], Ana P. M.Guttierres[1], J. Marques Novo Jr.[1]

[1]Universidade Federal de Juiz de Fora,

e-mail: lucianosilv@yahoo.com.br

Abstract: Force-time signals during handgrip tests, and force signals increments, for three subjects, were analyzed within two phases: the fast contraction phase (FCP) and the maintenance of force phase (MFP). They have being studied through the autocorrelation function, to investigated temporal structures. The results suggest the presence of memory in the force signals in both phases, possibly related to the association of the muscular groups. The increments signals show randomness properties suggesting absence of memory. Modulated signals were found in the increments analysis, suggesting muscular group association in the process generation.

***Palavras Chaves*:** Processamento de Sinais, Função de Autocorrelação, Modulação de força, Força de Preensão da Mão, Força Muscular.

Introdução

Testes para avaliação da força muscular são utilizados na área esportiva para melhoria de performance de atletas, preparação física e na recuperação de lesões. Adicionalmente vem sendo utilizados na definição de procedimentos terapêuticos e capacitação funcional de pacientes diversos. [1,2]

Dentre as inúmeras capacidades de movimento da mão, a preensão (*handgrip*) é uma das mais investigadas na área da saúde, sendo a força muscular máxima de preensão (FMMP) um dos procedimentos mais usados para a sua avaliação. Esta força, cuja medida pode ser obtida através de um dinamômetro, mostra apenas o nível máximo de contração dos músculos intrínsecos e extrínsecos da mão. A avaliação da FMMP tem sido utilizada em estudos sobre a biomecânica da mão e em análises clínicas, podendo nesse caso ser considerada como um fator indicador da fraqueza muscular em conseqüência de traumatismos e de enfermidades. A FMMP pode ser utilizada também como parâmetro de avaliação durante procedimentos terapêuticos pós-cirúrgicos [3].

Investigações utilizando testes de dinamometria, realizado em indivíduos nas diversas faixas etárias (crianças, adolescentes e adultos) tem mostrado que a FMMP varia com o sexo, peso, altura, e a mesma diminui com o aumento da idade [3]. A variabilidade da FMMP tem sido verificada também entre grupos étnicos distintos, como norte-americanos e quenianos [4], kwaitianos e poloneses [5].

O acoplamento dos dinamômetros a computadores, permite registrar o comportamento da força muscular durante o teste e não apenas o seu valor máximo. A amostragem do sinal de força ao longo do tempo (sinais FT), torna possível a investigação de seus aspectos lineares e não-lineares através de técnicas de processamento de sinais [6]. Estas técnicas podem ser aplicadas aos sinais de força muscular e aos sinais de incremento de força, visando extrair informações sobre o funcionamento do processo [7].

Embora ainda não tenha sido encontrado na literatura, supõe-se que o resultado da associação dos efeitos dos grupos musculares, durante o teste de contração voluntária máxima, ocorra de forma seqüencial. Inicialmente as atuações das fibras de contração rápida promoveriam o incremento da força até sua estabilização. Posteriormente as atuações das fibras de contração lenta seriam responsáveis pela manutenção da força muscular até a fadiga.

A seqüência de atuação dos grupos musculares provavelmente insere aspectos estruturais nos sinais FT, os quais podem ser investigados através da comparação das propriedades das fases. Desta forma pretende-se realizar uma investigação preliminar dos sinais de força e incrementos através da investigação das características das estimativas das funções de autocorrelação para as fases FCP e MFP.

Materiais e Métodos

Os sinais de força muscular de preensão da mão ao longo do tempo (FT), cujos valores são referenciados em Newtons, foram adquiridos utilizando um sistema para dinamometria computadorizada [3], o qual consta de um sistema de conversão A/D (LabPC+, *National Instruments*) e um microcomputador, utilizando freqüência de amostragem de 420 Hz.

Sinais de força muscular de 2 indivíduos do sexo masculino e um indivíduo do sexo feminino, voluntários saudáveis, foram adquiridos. Cerca de seis sinais do primeiro indivíduo, três do segundo e três do terceiro foram utilizados neste trabalho. A aquisição foi realizada estando o indivíduo sentado, ombro na posição normal, cotovelo a 90 graus, braço apoiado e mão envolvendo o dinamômetro (empunhadura anatômica e um sensor de pressão). Os indivíduos fizeram tentativas de contração

voluntária máxima mantida durante 10 segundos (esforço máximo isométrico).

O sinal FT foi dividido nas fases de contração rápida (FCP) e de manutenção da força (MFP). Os sinais de incremento de força IFCP e IMFP foram obtidos através da subtração sucessiva das amostras dos sinais de força muscular para cada fase.

As características estruturais dos sinais de força e de incrementos, para as fases FCP e MFP, foram investigadas através do primeiro cruzamento de zero da estimativa da função de autocorrelação.

O processamento dos sinais foi realizado após a retirada dos valores médios e das tendências.

Resultados e Discussão

Na figura 1 estão mostrados os sinais FT para os três indivíduos. Observa-se o rápido aumento da força muscular, relacionada a FCP, seguida por uma gradual redução das amplitudes relacionada a MFP. Os sinais do indivíduo do sexo feminino mostram amplitudes inferiores aos obtidos para indivíduos do sexo masculino, corroborando resultados citados por Novo Junior [3]. A redução da amplitude da força dos sinais na MFP relaciona-se à tentativa de manutenção da mesma e provavelmente à fadiga muscular, para todos os sinais. A MFP dos sinais do indivíduo do sexo feminino apresenta decréscimo mais lento em comparação aqueles obtidos para indivíduos do sexo masculino.

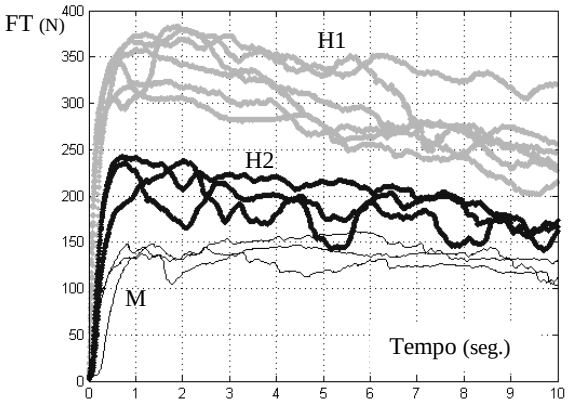


Figura 1: Sinais FT (Newtons) para os três indivíduos: sexo masculino (H1 e H2) e sexo feminino (M).

Na figura 2 estão mostrados todos os sinais FT, após a normalização através do valor máximo de cada sinal. Os valores médios e a faixa de variação do desvio padrão, obtidos através de um procedimento de promediação dos sinais, também são exibidos nesta figura. Observa-se, após o aumento da força muscular inicial, um aparente intervalo de estabilização do sinal promediado em torno de um segundo. Após esta estabilização segue-se um decréscimo da amplitude do sinal, relacionado à fase de manutenção da força muscular MFP. Este instante foi utilizado para delimitação das fases FCP e MFP visando uma avaliação preliminar dos sinais FT, uma vez que não ocorre variação significativa da força. Desta forma, a divisão dos sinais foi realizada considerando-se a FCP delimitada entre zero e um segundos e a MFP entre um e 10 segundos.

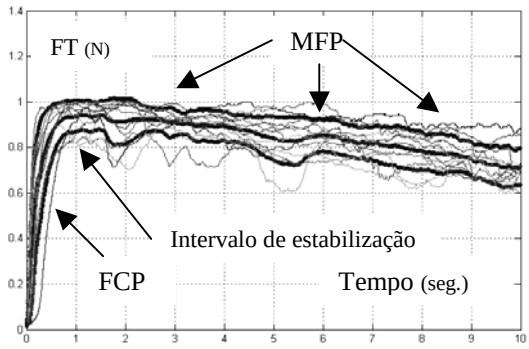


Figura 2: Sinais FT (Newtons) normalizados, mostrando em negrito o valor médio ± desvio padrão.

Exemplos dos sinais de incrementos de força para um indivíduo do sexo masculino, para a FCP e MFP, estão mostrados na figura 3a e 3b. A aparência discreta dos valores obtidos deve-se à limitação do processo de quantificação do conversor analógico digital (sistema de aquisição dos sinais).

A variação de amplitude do sinal de incremento na FCP está relacionada à associação dos efeitos das fibras de contração rápida. Este efeito permite o aumento da taxa de variação da força, nos instantes iniciais do processo de contração, seguido por uma estabilização desta taxa. A variação da amplitude do sinal de incremento da MFP relaciona-se à manutenção e ao decréscimo gradativo da força exercida nesta fase.

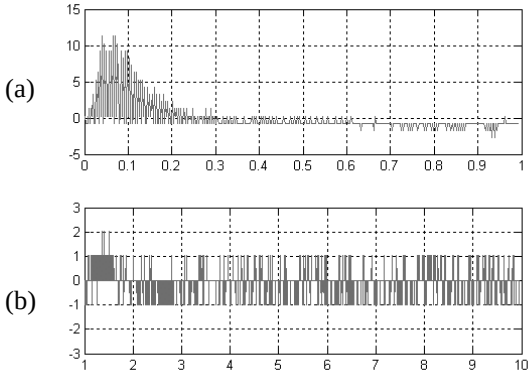


Figura 3: Exemplos dos sinais de incrementos de força: a) FCP e b) MFP, para indivíduo do sexo masculino.

Na figura 4a e 4b estão mostradas estimativas das funções de autocorrelação dos sinais de força e incrementos, respectivamente, para a FCP de um indivíduo do sexo masculino. Para o sinal de força observa-se o decréscimo gradativo da função sugerindo a presença de memória e corroborando sugestões sobre a possível existência de estrutura temporal no sinal. Esta forma de onda foi observada para os sinais de todos os indivíduos.

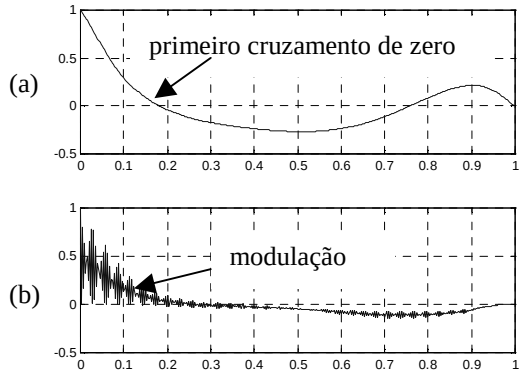


Figura 4: Estimativas das funções de autocorrelação dos sinais de força (a) e incrementos (b), para um indivíduo do sexo masculino na FCP.

Para o sinal de incrementos a estimativa da função de autocorrelação mostra variabilidade semelhante a obtida para sinais modulados. Um trecho do sinal de incrementos utilizado para esta estimativa (entre zero e 0,25 seg.), assim como o sinal processado através de um filtro passa baixa, média móvel de 4ª ordem, estão mostrados na figura 5a. Observa-se uma estrutura periódica no sinal filtrado ressaltando uma aparente modulação do sinal de incrementos. A figura 5b mostra a estimativa da função de autocorrelação do sinal de incrementos filtrado, a qual assemelha-se à estimativa observada na figura 4b para o sinal original. Embora o sinal filtrado não corresponda exatamente ao sinal de modulação dos incrementos, as características estru-turais destes sinais são semelhantes. Desta forma os pontos de primeiro cruzamento de zero, do sinal de incrementos filtrado, foram considerados aproxima-damente iguais aos do sinal de modulação, sendo utilizados para uma análise preliminar. As formas de onda destes sinais foram observadas para todos os indivíduos do sexo masculino nesta fase.

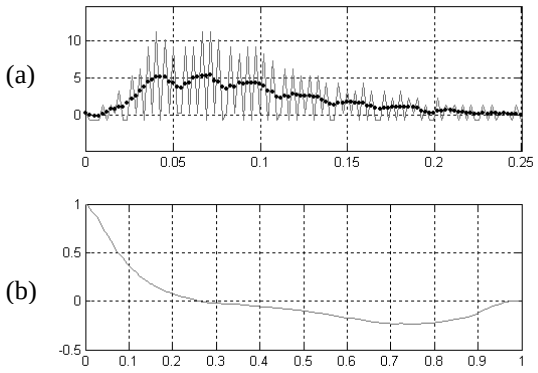


Figura 5: a) Trecho de um sinal de incrementos e sinal filtrado, b) Estimativa da função de autocorrelação do sinal filtrado. FCP.

Para o indivíduo do sexo feminino as estimativas das funções de autocorrelação dos sinais de força assemelham-se aos observados para indivíduos do sexo masculino. Para os sinais de incrementos a estimativa da função de autocorrelação, mostrada na figura 6a, não sugere a presença de modulação. Entretanto, após a utilização do mesmo procedimento de filtragem, esta estimativa mostra uma forma de onda com decréscimo semelhante ao observado para indivíduos de sexo masculino, conforme exibida na figura 6b.

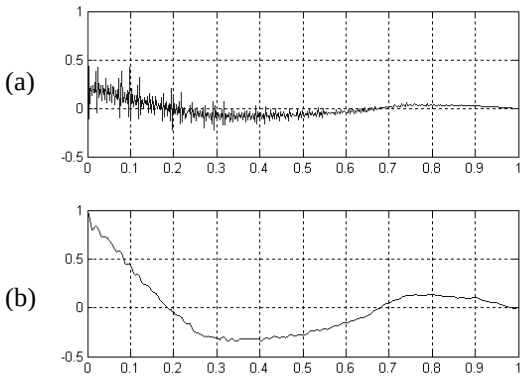


Figura 6: Estimativa da função de autocorrelação de um sinal de incrementos para um indivíduo do sexo feminino. a) sinal original, b) sinal filtrado. FCP.

Na figura 7a e 7b estão mostradas estimativas das funções de autocorrelação dos sinais de força e incrementos para MFP de um indivíduo do sexo masculino. A estimativa para o sinal de força evidencia a presença de memória de forma semelhante ao verificado para a FCP. A estimativa para o sinal de incrementos sugere semelhança a processos aleatórios sem a presença de um processo de modulação.

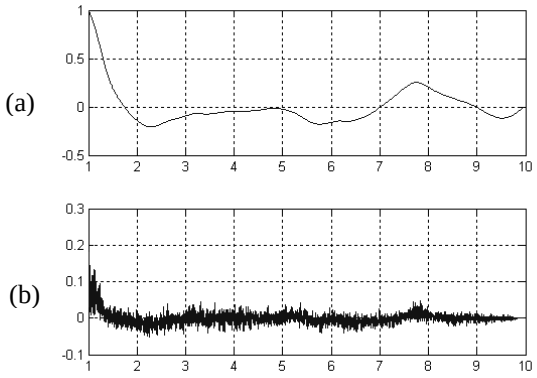


Figura 7: Estimativas das funções de autocorrelação para: a) sinais de força, b) sinais de incrementos. Indivíduo do sexo masculino na MFP.

As estimativas dos pontos de primeiro cruzamento de zero, dos sinais de força e dos sinais de incrementos (após a subtração dos valores filtrados), para as duas fases, estão descritos através das ordens das amostras na Tabela 1. Adicionalmente foram inseridas as estimativas dos pontos de primeiro cruzamento de zero obtidos para os sinais de incrementos filtrados para FCP.

Os valores obtidos para os sinais de força, na FCP e na MFP, evidenciam a presença de estrutura no processo de geração dos sinais. Para a FCP a estrutura do sinal é responsável pelo rápido aumento da força, que está possivelmente relacionada à seqüência de ativação das

fibras musculares. Os menores valores do primeiro cruzamento de zero, obtidos para a FCP em relação a MFP, mostram uma memória com menor duração e sugerem que as propriedades estruturais sejam alteradas com maior rapidez. Para a MFP a seqüência de ativação das fibras é responsável pela tentativa de manutenção da força ou fadiga no sistema. Aparentemente a alteração das propriedades estruturais ocorre de forma mais lenta em relação a FCP, devido ao grande valor do primeiro cruzamento de zero.

Para os sinais de incrementos, na FCP e MFP, o rápido decréscimo da estimativa da função de autocorrelação mostra ausência de estrutura e da relação temporal entre as amostras. Para estes sinais, o primeiro cruzamento de zero, estimado igual à unidade, sugere comportamento semelhante a uma distribuição aleatória de eventos.

Os valores estimados para o primeiro cruzamento de zero, obtidos a partir dos sinais de incrementos filtrados (If) na FCP, traduzem o tempo de decréscimo do sinal de modulação, sugerindo a existência de memória neste sinal. Observa-se na Tabela 1, que estes valores, são superiores aos observados para os sinais de força, sugerindo uma maior duração da relação entre os incrementos. A presença de um sinal modulador sobre os incrementos de força poderia estar relacionado à contração sincronizada de grupos de fibras musculares, produzindo um acréscimo controlado de força em um reduzido intervalo de tempo.

Tabela 1 - Primeiro Cruzamento de Zero para os Sinais de Força e Incremento (ordens das amostras)

	FCP			MFP	
M *	F	If. #	I	F	I
Sinal 1	70	80	1	541	1
Sinal 2	91	145	1	910	1
Sinal 3	54	59	1	535	1
H 1 **					
Sinal 1	77	112	1	315	1
Sinal 2	65	90	1	281	1
Sinal 3	75	120	1	436	1
Sinal 4	77	66	1	425	1
Sinal 5	80	127	1	304	1
Sinal 6	84	136	1	694	1
H 2 **					
Sinal 1	86	119	1	423	1
Sinal 2	85	127	1	240	1
Sinal 3	85	122	1	653	1
VM	77,42	108,58	1	479,75	1
DP	10,39	28,00	0,0	197,94	0,0

* - mulher, ** - homem, F – sinal de força, I – sinal de incremento, # If - sinal de incremento filtrado. VM – valor médio, DP - desvio padrão.

Conclusão

Sinais de força muscular e de incrementos de força, divididos nas fases FCP e MFP, foram investigados através de estimativas da função de autocorrelação.

As análises dos sinais de força, nas duas fases, permitiu verificar a presença de estrutura temporal, evidenciada pelo valor do primeiro cruzamento de zero das estimativa. Na FCP as propriedades estruturais são alteradas em menor intervalo de tempo, em comparação a MFP, ressaltando a rapidez da contração muscular no início do processo.

Os resultados obtidos para os sinais de incrementos, nas duas fases sugeriram ausência de memória, evidenciando a presença de características aleatórias.

Adicionalmente os resultados obtidos para os sinais de incrementos na FCP pemitiram evidenciar a existência de um processo de modulação. Tal processo poderia estar relacionado à contração sincronizada de grupos de fibras musculares, controlando o acréscimo de força.

Agradecimentos

Os autores agradecem o suporte financeiro da FAPEMIG-BRASIL e do PIBIC-CNPq-BRASIL.

Referências

[1] GUILLET, R., GENETY, J., BRUNET-GUEJ, E., "Manual de medicina do esporte", São Paulo, Masson do Brasil, pp. 567, 1983.

[2] MARINO, M., GLEIM, G. W., "Muscle strength and fiber typing", New York: Clin. Sports med. 3(1),1984.

[3] NOVO JR., J.M, *Protótipo Anatômico de um Dispositivo Hidráulico Acoplado a Transdutor Tipo Diafragma para a Medição da força Muscular Máxima de Preensão*, Tese de Mestrado, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo (USP), Ribeirão Preto – São Carlos,1991.

[4] LITTLE M. A., JOHNSON Jr. B. R., "Grip strength, muscle fatigue, and body position in nomadic turkana pastoralists". *Am. J. Phys. Anthrop.* 69:335-44, 1986.

[5] FIUTKO R., "The comparison study of grip strength in male population of Kwait and Poland", *J. Sports Med*. 27:497-500, 1987.

[6] BENDAT J.S., PIERSOL A.G., "Randon data - Analysis and Procedures", (Ed): 2º , New York: John Wiley and Sons, 1986.

[7] NOVO JR., J.M., "The muscle response to the strength test: time series data analysis". In: FARO, Ana (org.). (Ed): *A multidisciplinary approach to human movement***.** Coimbra: Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física, Universidade de Coimbra, pp. 185-210, 2001.

CONTENT-BASED IMAGE RETRIEVAL USING SELF-ORGANIZING MAPS AND CROSS CORRELATION

T. C. S. Santos André *, P. M. de Azevedo Marques*, J. A. H. Rodrigues* and R. M. Rangayyan**.
* USP_FMRP/Departamento de Clínica Médica, Ribeirão Preto, SP, Brasil.
** University of Calgary/ Department of Electrical & Computer Engineering, Calgary, AB, Canada.

e-mail: tulio@cci.fmrp.usp.br

Abstract: Content-based image retrieval (CBIR) has been one of the most vivid research areas in the field of computer vision over the last 10 years. In the medical field, images, especially digital images, are being produced in ever-increasing quantities and used for diagnostics and therapy. The Radiology Department of the University Hospital of the Faculty of Medicine of Ribeirão Preto alone produced more than 300,000 images in 2003. We have been developing a CBIR system using a Kohonen neural network to reduce the size of the images and a cross-correlation technique to retrieve similar mammographic images. Evaluation of the system's performance using measures of precision (0.21) and recall (0.23) indicates the need for further work in this area.

***Key words*: medical image retrieval, content-based image retrieval, cross correlation, mammograms, Kohonen maps.**

Introduction

Although early content-based image retrieval (CBIR) systems were developed at the beginning of the 1980s [1], the majority of researchers in this area would recall systems such as IBM's Query By Image Content (QBIC) as the starting point of the development of CBIR systems [2]. Another commercial system for image and video retrieval is Virage [3] that has well-known commercial customers such as CNN. Most of the available systems are from academia; some well-known examples include Photobook [4] and Netra [5] that use simple color and texture characteristics to describe the image content.

Partly due to the imprecise understanding and definition of what exactly visual texture is, texture measures have an even larger variety than color measures. Some of the most common measures for capturing the texture of images are wavelets [6] and Gabor filters [7]; Gabor filters appear to perform better and correspond well to the properties of the human visual cortex for edge detection [8]. Other popular texture descriptors contain features derived from gray-level co-occurrence matrices [9], features based on the Fourier transform [10], and the so-called Wold features [11].

Basically, all CBIR systems use the assumption of the equivalence of an image and its representation in the feature space. CBIR systems often use measurement techniques such as the easily understandable Euclidean vector space model for measuring distances between a query image and possible matches, representing all images as feature vectors in an n-dimensional vector space. Several other distance measures exist for the vector space, such as the city-block distance, the Mahalanobis distance, and histogram intersection [12]. Another approach is a probabilistic framework to measure the probability that an image is relevant in the context of the query. Various systems use methods that are well known from the text retrieval field, and apply them to visual features where the visual features have to correspond roughly to words in text [7]. This is based on the following two principles:

- A feature that appears frequently in an image describes the image well.
- A feature that appears frequently in a collection of images is a weak indicator in distinguishing images from one another.

We propose a CBIR system based upon an artificial neural network known as the Kohonen self-organizing map (SOM) [13] to create feature vectors of each image. We present results of application of the system to mammographic images, and discuss the results in the context of computer-aided diagnosis (CAD) of breast cancer.

Materials and Methods

The mini MIAS mammographic database [14] was chosen to obtain data for training and testing the proposed CBIR system. The original MIAS database (with images digitized at 50-micrometer pixel resolution) has been reduced to 200-micrometer pixel size in the mini MIAS database, and clipped/ padded so that each image is of size 1024 × 1024 pixels at 8-bit grey-scale quantization. A set of 322 images from the mini MIAS database, containing the left and right breast mammographic images of a total of 161 patients, was used in this study. The SOM was trained with two images from this database. After the training phase, the weights were fixed, and the SOM was applied to the database.

An experienced radiologist classified each image according to four characteristics: density (1 to 4), size of the breast (small, medium, or large), side (left or right), and shape of the breast (round or ellipse). We used this

classification to measure the performance of the CBIR system for each query or search.

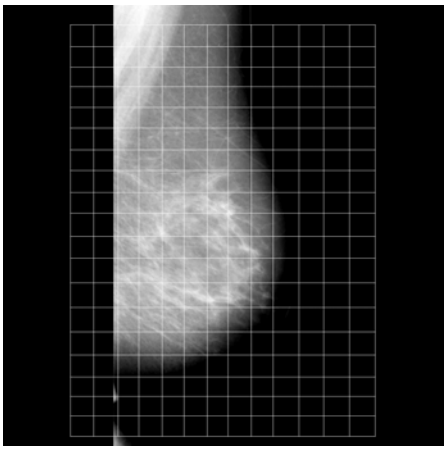


Figure 1: Example of a mammogram used in the training and testing phases of the proposed CBIR system, with the central area indicated by the squares (grid).

The first step in the construction of the network was the determination of the structure and weights of the SOM [15]. In order to avoid an excessive number of patterns in the SOM's training phase, only the central parts of the mammograms were selected (columns 180 to 840 and rows 70 to 1000). Figure 1 gives an example of such a central part of a mammogram, where the squares (51x51 pixels) that form the grid are the patterns of the SOM's training phase.

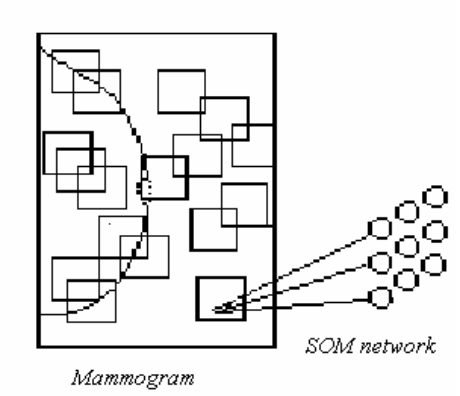


Figure 2: The SOM network and its training.

The training of the SOM was made in the following manner: From 14 randomly chosen mammograms representing all categories of abnormality, side, density, shape, and size, a set of 3,458 square regions, each of size 51X51 pixels, was composed. The SOM had 2,601 input neurons that were fed with the pixel values of the square regions. The number of SOM output neurons was empirically determined to be 9 (Figure 2), and the SOM was trained with the 3458 patterns until the weights converged.

After the training phase, we used the SOM to construct a mosaic of each image with 19 × 19 squares made with the 3 × 3 output of the SOM for the 361 square regions of the images from the database. Figure 3 shows such a mosaic of a mammogram. The mosaics were used as the feature vectors to represent the images for CBIR.

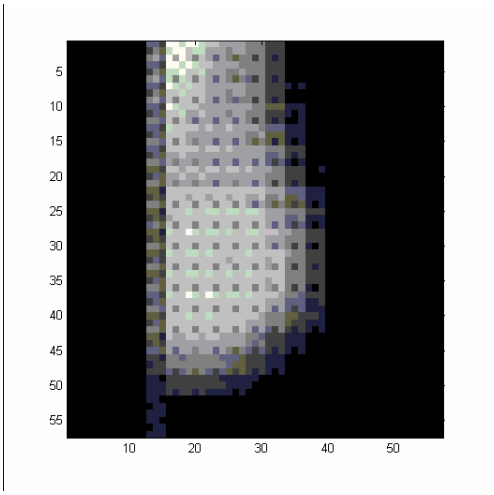


Figure 3: Example of a mosaic formed with the output of the SOM.

In order to retrieve images from the database in response to a test or query image, we used the mosaics described above to compare the query image with each one of the 322 images in the database by using a cross-correlation technique. The cross-correlation measure C^2 was calculated for each mosaic as:

$$C^2 = \frac{1}{MN}\sum_{m=1}^{M}\sum_{n=1}^{N}\frac{\{A(m,n)-\overline{A}\}\{B(m,n)-\overline{B}\}}{\sigma_A \sigma_B} \qquad \text{eq.1}$$

where $\overline{A}$ and σ_A^2 are the mean and variance of the pixel values of each image from the database, respectively; $\overline{B}$ and σ_B^2 are the mean and variance of the pixel values of the query image; and M and N represent the size of the images (equal to 57 and 57 respectively). The mean and variance of the pixel values in images A and B are defined by the following equations:

$$\overline{A} = \frac{1}{MN}\sum_{m=1}^{M}\sum_{n=1}^{N}A(m,n) \qquad \text{eq.2}$$

$$\overline{B} = \frac{1}{MN}\sum_{m=1}^{M}\sum_{n=1}^{N}B(m,n) \qquad \text{eq.3}$$

$$\sigma_A^2 = \frac{1}{MN}\sum_{m=1}^{M}\sum_{n=1}^{N}\{A(m,n)-\overline{A}\}^2 \qquad \text{eq.4}$$

$$\sigma_B^2 = \frac{1}{MN}\sum_{m=1}^{M}\sum_{n=1}^{N}\{B(m,n)-\overline{B}\}^2 \qquad \text{eq.5}$$

In order to evaluate the retrieval system, we used the measures of precision and recall, defined as [16]:

$$\text{precision} = \frac{\text{number of relevant images retrieved}}{\text{number of images retrieved}},$$

$$\text{recall} = \frac{\text{number of relevant images retrieved}}{\text{number of relevant images}}.$$

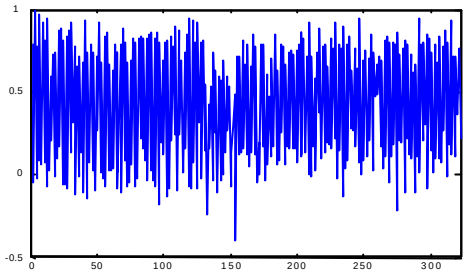


Figure 4: Cross correlation C^2 between image 3 and the remaining images in the database.

Results

We randomly chose twenty images from the database and used them to test the CBIR system. We calculated the precision and recall of each search and also calculated the precision for each feature separately after each search. The average precision and recall values are shown in Table 1.

Table 1: The average results of 20 searches.

All Features		Density	Shape	Size	Side
Precision	Recall	Precision	Precision	Precision	Precision
0.2088	0.2302	0.3567	0.8038	0.6233	1.0000

The system automatically generates a graphic after each search showing the cross-correlation values between the query image and all the images in the database. Figure 4 shows an example of such a graphic. Using this graphic, we can choose an appropriate cutoff value for the cross-correlation measure and select the most relevant cases.

The system shows the images retrieved in descending order of the cross-correlation values. Figure 5 shows the query image mdb003 at the upper-left position, and five retrieved images in descending order of the cross-correlation values, from left to right and top to bottom (mdb007, mdb247, mdb013, mdb119 and mdb291). The system is also able to show the least correlated images with reference to the query image, as shown in Figure 6.

Discussion

The formulation of a query in a CBIR system using exclusively visual features can be a difficult problem. In our system, we have used texture analysis to retrieve the images that are similar to the query image. From a general point of view, the CBIR system being developed has given poor results, according to the measures shown in Table 1; however, if we analyze the four features separately, we can see that the results related to shape, size, and side are relatively good, demonstrating potential application [17].

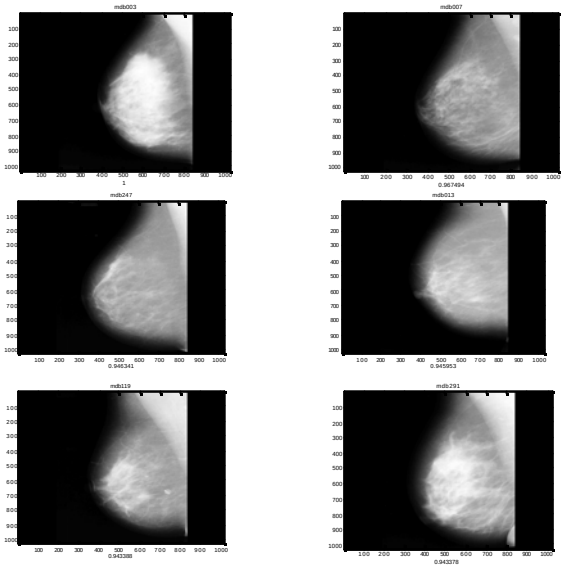


Figure 5: The five images retrieved by the CBIR system for the query image mdb003 (upper-left). The values of C^2 for the retrieved images are, in order, 0.9675, 0.9463, 0.9460, 0.9434 and 0.9434.

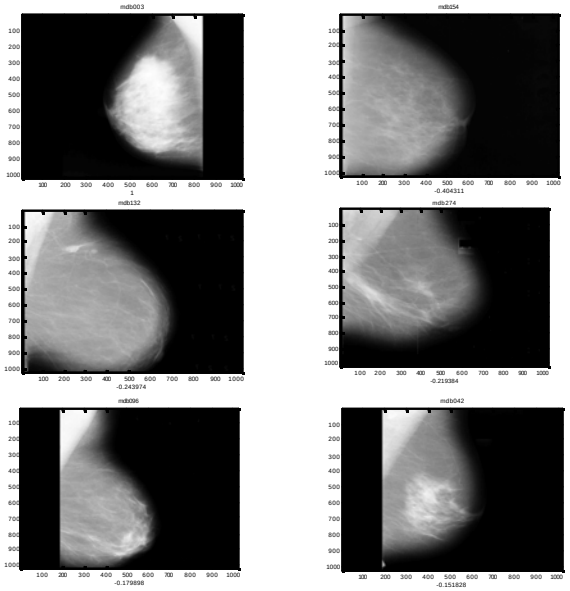


Figure 6: The five images least correlated with the query image mdb003 (upper-left). The values of C^2 for the retrieved images are, in order, -0.4043, -0.2440, -0.2194, -0.1799 and -0.1518.

The results demonstrating the least-correlated images are visually good and interesting, as shown in Figure 6.

To address the poor performance with reference to the categorization by breast density, we need to modify the training phase of the SOM. We can see in Figure 2 that the SOM has retained most of the information in the original image, but lost some information about the density of the breast. We believe that better results may

be obtained with more intensive training of the SOM or with the use of enhancing techniques. We may also include additional techniques for use in conjunction with cross correlation to improve the performance with respect to density, such as Gaussian mixture modeling [18] of the fibro-glandular disc.

Another problem to be addressed is the definition of similarity. We need to assess the search results with potential users of the proposed CBIR system. In this initial project, we have characterized the mammograms used according four features provided by one experienced radiologist. A question to be addressed with this approach is inter-observer variability.

Further study needs to be conducted to improve the performance of the system.

Acknowledgments

This work is supported by FAPESP, grant numbers 99/06940-6 and 03/06215-7.

References

[1] CHANG, N.-S. and FU K.-S. "Query-by-pictorial-example", IEEE Trans. Sofware Eng. SE 6 (6), pp. 40 - 49, 1980.

[2] FLICKNER M., SAWHNEY H., NIBLACK W., ASHLEY J., HUANG Q., DOM B., GORKANI M., HAFNER J., LEE D., PETROVIC D., STEELE D., AND YANKER P., "Query by image and video content: the QBIC system", IEEE Comput., 28 (9), pp. 23 - 32, 1980.

[3] Virage, Internet site address: http://www.virage.com/ accessed on 13/05/2004.

[4] PENTLAND A., PICARD R. W., and SCLAROFF S., "Photobook: tools for content-based manipulation of image databases", Int. J. Comput. Vis. 18 (3) pp. 233 - 254, 1996.

[5] MA W .Y., DENG Y., and MANJUNATH B. S., "Tools for texture-and-color-based search of images" in: Rogowitz, B. E. and Pappas, T. N. (Eds), *Proc. of the Third Int. Conf. on Visual Inf. System (VISUAL'99)*, no. 1614 in "Lecture Notes in Computer Science, Springer-Verlag, Amsterdam, The Netherlands, pp. 509 - 516, 1999.

[6] ORTEGA M., RUI Y., CHAKRABARTI K., PORKAEW K., MEHROTRA S., and HUANG T. S., "Supporting ranked Boolean similarity queries in MARS", IEEE Trans. Knowledge Data Eng. 10 (6) pp. 905-25, 1998.

[7] SQUIRE D. M., MÜLLER W., MÜLLER H., and PUN T., "Content-based query of image databases: in-spirations from text retrieval" Pattern Recognition Letters, vol. 21, pp. 1193 - 1198, 2000.

[8] DAUGMAN J. G., "An information theoretic view of analog representation in striate cortex", Computat. Neurosci. 2 pp. 9-18, 1990.

[9] WESZKA J. S., DYER C. R., and ROSENFELD A., "A comparative study of texture measures for terrain classification", IEEE Trans. Sys. Man Cybernetics 6 (4) pp. 269 - 285, 1976.

[10] MILANESE R. and CHERBULIEZ M., "A rotation, translation and scale-invariant approach to content-based image retrieval", J. Visual Commun. Image Represent. 10 pp. 186 - 96, 1999.

[11] LU C.–S. and CHUNG R.–F., "Wold features for unsupervised texture segmentation", in *Proc. 14th Int. Conf. on Pattern Recognition (ICPR'98)*, IEEE, Brisbane, Australia, pp. 1689 - 1693, 1998.

[12] SWAIN M. J. and BALLARD D. H., "Color indexing", Int. J. Comput. Vis. 7 (1) pp. 11 - 32, 1991.

[13] KOHONEN T. "Self – Organizing Maps", Spring-Verlag Berlin Heidelberg New York, 1997.

[14] SUCKLING J., PARKER J., DANCE D., ASTLEY S., HUTT I., BOGGIS C., RICKETTS I., STAMATAKIS E., CERNEAZ N., KOK S., TAYLOR P., BETAL D., and SAVAGE J., "The mammographic images analysis society digital mammogram database." Exerpta Medica. International Congress Series 1069: pp. 375-378, 1994.

[15] ANDRÉ T. C. S. S. and ROQUE A. C., "Sistema de diagnóstico de câncer baseado em redes neurais", XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB'2000, Florianópolis, Santa Catarina, 11-13 Setembro, 2000.

[16] MÜLLER H., MICHOUX N., BANDON D., and GEISSBUHLER A., "A review of content-based image retrieval systems in medical applications-clinical benefits and future directions", Int. Journal of Med. Inf. 73, pp. 1 – 23, 2004.

[17] BOONE J. M., HURLOCK G., S., SEIBERT A., and KENNEDY R. L., "Automated recognition of lateral from PA chest radiographs: saving seconds in a PACS environment", Journal of Dig. Im. Vol. 16, No 4, pp. 345 – 9, 2003.

[18] FERRARI R. J., RANGAYYAN R. M., BORGES R. A., and FRÈRE A. F., "Segmentation of fibro-glandular disc in mammograms via Gaussian mixture modeling", Medical and Biological Engineering and Computing, 2004. In press.

DESENVOLVIMENTO DE UM VENTILADOR MECÂNICO PULMONAR MICROPROCESSADO PARA UNIDADES DE TERAPIA INTENSIVA

P. M. Gewehr, C. E. de Araujo*

Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná (CEFET-PR)/Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI), Curitiba-PR, Brasil
*Viddatech, Curitiba-PR, Brasil

gewehr@cpgei.cefetpr.br

Abstract: This paper describes the development of a microprocessed lung mechanical ventilator for use in Intensive Care Units. The developed equipment controls pressure, flow, volume and time and utilizes several modalities of breathing assistance. It is also presented a partial assessment of the prototype using a comercial ventilator tester as reference. It is included some performance tests of the protoptype according to NBR 13763 Brazilian standard which matters about the effectiveness of the ventilator. The results have shown good performance concerning respiratory rate, tidal volume, inspiratory to expiratory rate, pressures and flows.

***Palavras Chaves*: Ventilador Pulmonar, Respirador Artificial, Ventilação Mecânica, Microprocessador.**

Introdução

A medicina atual depende cada vez mais de equipamentos, inovações tecnológicas e um suporte adequado que forneça aos médicos condições de salvar vidas.

Os ventiladores tem como função prover uma assistência respiratória aos pacientes que não podem respirar normalmente por motivo de doença, trauma, defeitos congênitos ou drogas (anestésicos). A aplicação do ventilador inclui pacientes adultos, pediátricos e neonatos. A ventilação mecânica pulmonar é utilizada rotineiramente em terapia intensiva moderna, desde pequenos hospitais a grandes centros médicos.

Segundo dados obtidos do Sistema Único de Saúde (SUS) o número de leitos de Unidades de Terapia Intensiva (UTI) necessários no país chega a 2.223 [1]. Ao mesmo tempo, diversas crises vem afetando o setor de saúde no Brasil nos últimos anos, inclusive havendo uma carência de equipamentos de ventilação pulmonar.

Um ventilador pode ser classificado como de controle a pressão, fluxo, volume ou tempo. Se a forma de onda de pressão não se altera com mudanças na complacência ou resistência do paciente, o ventilador é considerado ou está operando em ciclos à pressão. Se o volume entregue é medido diretamente no aparelho ou está operando com esta medição ele é considerado como volumétrico ou está em modalidade de volume. Se ambos, pressão e volume, se alteram com mudanças de complacência ou resistência classifica-se a modalidade ou o ventilador como operado por tempo [2].

Assim, a possibilidade de desenvolver um equipamento de suporte a vida com características tecnológicas aprimoradas em relação aos produtos disponíveis no mercado e o grande mercado existente para esse tipo de equipamento no Brasil foram alguns dos fatores que motivaram o desenvolvimento do presente trabalho.

Este artigo descreve um protótipo de ventilador mecânico pulmonar microprocessado para uso em unidades de terapia intensiva. O ventilador desenvolvido possui como características o controle de pressão, fluxo, volume e tempo com variadas modalidades de respiração assistidas e/ou controladas.

Materiais e Métodos

Verificações preliminares foram realizadas em ventiladores comerciais com avaliações de manual de usuário, manuais de manutenção e testes de desempenho em UTI, cujos resultados serviram como base para o desenvolvimento do ventilador.

Um ventilador pulmonar microprocessado depende de uma fonte de gases, válvulas pneumáticas e eletropneumáticas, transdutores e uma unidade central de processamento (CPU) [3]. Um diagrama em blocos genérico está ilustrado na Figura 1.

Diversas montagens foram realizadas para alcançar o objetivo proposto de construção de um respirador artificial e algumas versões das mesmas são descritas na seqüência, as quais foram aproveitadas para o protótipo desenvolvido.

Inicialmente, desenvolveu-se uma versão de ventilador ciclado a tempo com base em multivibradores astáveis, circuitaria TTL com saída em *display* de 7 segmentos e placa de prototipação (placa de interface tipo 2 do CPGEI-CEFET-PR) com *software* desenvolvido em linguagem C (ver Figura 2 com adaptadores e tela do programa). Esta primeira versão apresentou como principais desvantagens a necessidade de controle de fluxo manualmente, não possuía sensores de fluxo ou volume e, além disso, necessitava de auxílio computacional para visualizar os parâmetros de tempo e pressão.

Uma segunda versão foi implementada, a qual incluiu uma placa tipo P51 (CPGEI-CEFET-PR) interligada a placas de saídas e entradas, *display* de cristal líquido, eletroválvulas, já apresentando melhor desempenho e indicando melhorias necessárias como a confecção de placa dedicada, mais imune a ruídos. Na placa utilizada nesta segunda versão, foram introduzidos barramentos de leds (também utilizados no protótipo final) para provocar o efeito de mostradores analógicos (barra gráfica), nos parâmetros fluxo inspiratório e pressão das vias aéreas. Também foi introduzido um mostrador de cristal líquido para apresentar os dados de forma gráfica e numérica. O diagrama em blocos do sistema está ilustrado na Figura 3, onde se vê a fonte de alimentação interligada ao controlador (8051), por sua vez interligado a EPROM e a RAM, passando pelos circuitos lógicos de controle de entradas e saídas e os periféricos: alarme sonoro, alarme visual, alimentação de eletroválvulas, sensores e teclas de ajuste de parâmetros. A principal desvantagem deste sistema era a grande quantidade de fiação da placa de prototipagem para interligar os componentes e placas o que proporcionava interferências eletromagnéticas nos circuitos.

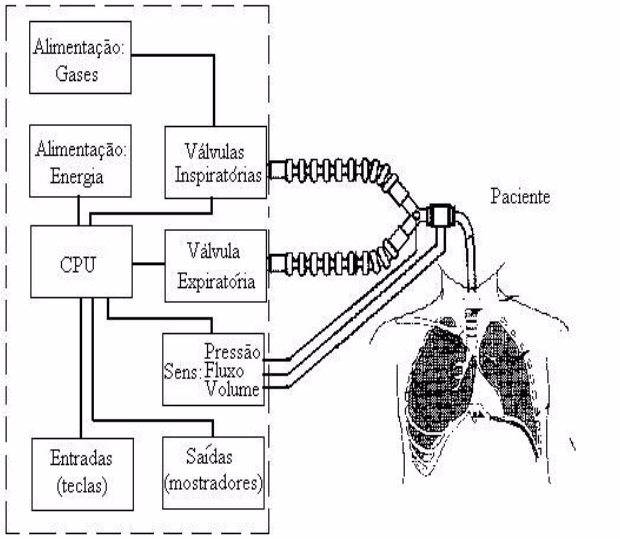


Figura 1: Diagrama em blocos de um ventilador pneumático microprocessado genérico conectado a um paciente através das tubulações de fluxo principal e de sinais de fluxo, pressão e volume (parte direita da figura retirada de [3]).

Assim, desenvolveu-se uma terceira versão com placas dedicadas de entradas e saídas e de processamento. Nesta versão do protótipo foram implementados também sensores de fluxo do tipo placa de orifício para a medição dos fluxos inspiratórios e correta mistura de gases conforme já descrito anteriormente [4] e utilizados no protótipo final. Também os *displays* de 7 segmentos voltaram a ser utilizados pela observação de que proporcionavam uma visualização mais rápida dos controles evitando a entrada em menus de escolha complicados. Desta maneira ficaram mais amigáveis a operação e leitura de parâmetros do ventilador pulmonar desenvolvido. A Figura 4 é uma fotografia do painel eletrônico dessa versão do protótipo. Entretanto, havia ainda o controle de fluxo de maneira manual e a necessidade de maior robustez da parte mecânica, pois o enfoque até então havia sido dado ao controle e monitorização das variáveis.

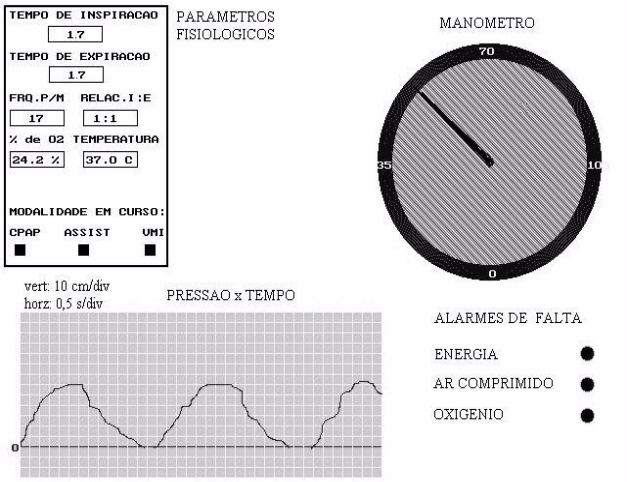


Figura 2: Tela do programa de computador desenvolvido para monitoração dos dados da primeira versão do protótipo utilizando-se linguagem C e placa de interface para microcomputadores tipo IBM-PC. No alto, à direita, o manômetro virtual mostrando a pressão pulmonar. No alto, à esquerda a monitoração numérica de vários parâmetros. Na parte baixa da figura à direita localizam-se alguns alarmes de falta de energia e de alimentação de gases. Na parte inferior à esquerda o gráfico da pressão pulmonar em função do tempo.

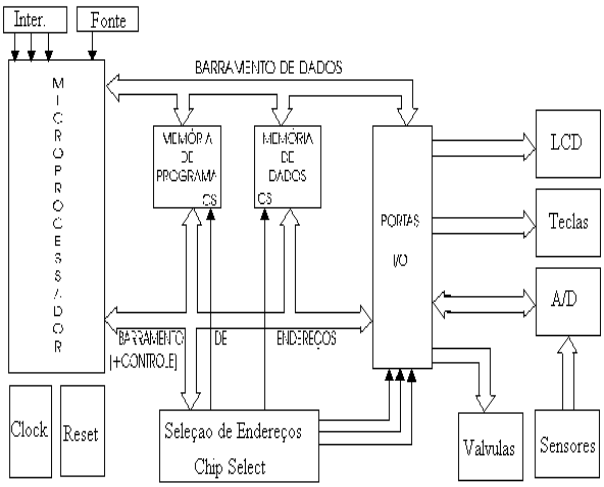


Figura 3: Diagrama em blocos da parte eletrônica do ventilador (segunda versão) utilizada no protótipo.

Protótipo Implementado: Finalmente a quarta versão incorporou: adaptadores de válvulas de regulação de pressão para padrão medicinal, válvulas unidirecionais de alta e baixa pressão, acumulador de

gases para melhorar a mistura gasosa, válvulas de fluxo controladas, medidores de vazão do tipo placa de orifício [4], válvulas reguladoras de pressão, válvulas reguladoras de pressão de segurança, válvula expiratória, sistema de PEEP com sistema mecânico e elétrico, etc. A parte eletrônica foi também melhorada a partir das modificações necessárias da terceira versão do protótipo. O diagrama do quarto protótipo não é apresentado por razões comerciais.

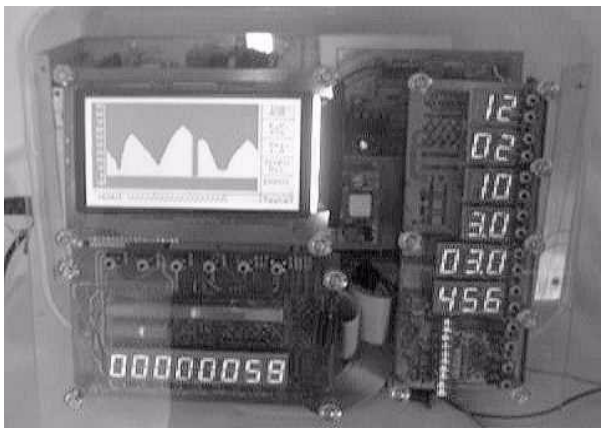


Figura 4: Fotografia da terceira versão do protótipo.

A Figura 5 apresenta uma foto da versão final do protótipo do ventilador desenvolvido, sob ensaio com o analisador de ventiladores comercial à direita (vide Resultados). Nesta versão, os dados de volume, fluxo, relação inspiração/expiração, freqüência e sensibilidade de disparo, etc., estão disponíveis no painel frontal do instrumento, podendo os mesmos serem alterados. Alarmes apropriados são fornecidos através de leds vermelhos e sinalização sonora. Os alarmes implementados são de: baixa pressão de ar comprimido, baixa pressão de oxigênio, apnéia, pressão mínima e máxima, desconexão de paciente e baixo volume corrente minuto.

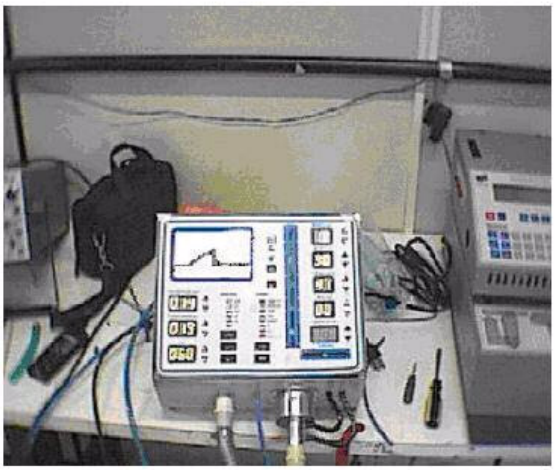


Figura 5: Foto do protótipo final implementado.

O *display* de cristal líquido fornece as formas de onda de fluxo inspirado e expirado, pressão, volume e laços de pressão x volume. Há ainda no painel 2 barras de leds agrupados que representam manômetros analógicos para observação pelos operadores do instrumento.

Resultados

Para a avaliação do funcionamento do protótipo de ventilador foi utilizado um analisador de respiradores comercial marca BioTek, modelo VT-2 [5], simulando valores de complacência e resistência de pulmões de indivíduos normais.

Para verificação de valores limites de pressão, o ventilador foi ajustado no modo Ventilação Controlada a Pressão (PCV) e foram variados os valores de pressão. Os valores obtidos estão apresentados na Tabela 1. Na mesma modalidade foram testados os valores de Pressão Expiratória Final Positiva (PEEP), mostrados na Tabela 2. Para estes ensaios não existem normas que descrevam os procedimentos, portanto utilizaram-se os mesmos procedimentos descritos para ensaios a volume na relação 1:2, com complacência do sistema respiratório de 20 ml/cmH_2O e resistência de 20 cmH_2O/l/s válido para adultos [6]. A freqüência utilizada foi 20VPM (Ventilações por minuto).

Tabela 1: Pressões (cmH_2O) Limite no Modo PCV.

Limite	Indicado no Respirador	Indicado no Analisador
60	60	60,1
50	49	49,7
45	45	44,6
40	39	40,0
35	35	35,1
30	30	29,6
25	25	25,0
20	21	20,7
15	16	15,8

Tabela 2: Pressões (cmH_2O) PEEP no modo PCV.

PEEP Ajustada	Indicado no Respirador	Indicado no Analisador
25	25	25,2
23	22	21,3
20	20	20,4
18	18	18,5
15	15	15,5
12	12	12,5
10	10	10,5
8	7	7,8
5	4	4,7

Para a verificação de volumes, os ajustes foram variados na modalidade Assisto Controlada a Volume (ACMV). Foram realizados diversos testes e as Tabelas 3 e 4 referem-se aos resultados obtidos com as simulações de adultos.

Tabela 3: Volumes (ml) Limite no Modo ACMV - 450 ml.

Volume Ajustado	Volume Medido	Frequência (VPM)
450	452	10
450	419	12
450	398	14
450	490	16
450	445	18
450	498	20

Tabela 4: Volumes (em ml) Limite no Modo ACMV - 650 ml.

Volume Ajustado	Volume Medido	Frequência (VPM)
650	635	10
650	701	12
650	730	14
650	740	16
650	799	18
650	738	20

Conclusões

Os resultados obtidos no protótipo implementado com o analisador comercial VT-2 indicam bom desempenho do aparelho nos itens de freqüência respiratória, volume corrente, relação inspiratória para expiratória e pressões. Os resultados para fluxos também foram adequados e publicados anteriormente [4]. Os erros para volumes ficaram dentro dos limites estabelecidos pela NBR 13763 [6] que determina 10% de fundo de escala como erro de exatidão admissível. No caso das Tabelas 3 e 4, a escala empregada foi 2000ml, portanto erros de até 200ml são admissíveis.

Um outro protótipo (versão cinco) está atualmente em fase de avaliação clínica e de segurança elétrica [7] e o mesmo já tem incorporado mais algumas implementações/modificações para melhor desempenho do aparelho.

Agradecimentos

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e à Incubadora Tecnológica de Curitiba (INTEC) do Instituto de Tecnologia do Paraná - TECPAR.

Aos professores Bertoldo Schneider Junior e Flávio Neves do CEFET-PR.

Em especial à Maria Eduarda e à Bernadete Negrelli.

Referências

[1] MORAIS, A., "Paraná terá aumento de 14% no número de leitos em UTIs", *Gazeta do Povo*, Curitiba, 20 maio 2003.

[2] GEDDES L.A., BAKERS L.E., *Principles of Biomedical Instrumentation,* New York: Wiley, 1989.

[3] CARVALHO, C. R. R., *Ventilação Mecânica – vol I. Básico*, São Paulo: Atheneu, 2000.

[4] ARAUJO C.E.De, GEWEHR P.M., "Avaliação de controlador de fluxo e misturador de gases para ventilador mecânico pulmonar", *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, São José dos Campos, vol. 4, pp. 327-329, 2002.

[5] BIOTEK, *VT-2 Ventilator Tester Analyser. User´s Guide,* Winooski (USA): Biotek, 1992.

[6] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, *NBR 13763: Ventiladores Pulmonares para Uso Medicinal,* Rio de Janeiro: ABNT, 1996.

[7] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, *NBR IEC 60601-1: Equipamento Eletromédico. Parte 1: Prescrições Gerais para Segurança,* Rio de Janeiro: ABNT, 1994.

MIDDLE CEREBRAL ARTERY BLOOD FLOW PARAMETERS: ACCURATE TIME-FREQUENCY EVALUATION

Ana Leiria*, M. M. M. Moura*, J. Solano**, D. H. Evans*** and M. Graça Ruano*

* Universidade do Algarve/FCT/CSI, Faro, Portugal
**IIMAS, UNAM, Mexico DF, Mexico
*** Department of Cardiovascular Sciences, University of Leicester, Leicester, UK

e-mail: aleiria@ualg.pt

Abstract: Accurate assessment of ultrasound signals backscattered by middle cerebral artery (MCA) blood flow provides quantitative information to support clinical judgements. Diagnostic indices are computed from maximum and mean frequency, bandwidth and power waveforms. This paper summarizes studies made on the evaluation of selected time-frequency distributions - Short Time Fourier Transform, Short Time Modified Covariance and Choi-Williams Distribution, while estimating the spectral waveforms with diagnostic relevance, employing clinically based simulated signals. Results prove the existence of a direct relationship between spectral accuracy and the specific spectral parameter clinical index under observation.

***Keywords*: Doppler ultrasound, blood flow, spectral estimation**

Introduction

Clinical information about the condition of blood flow in arteries can be extracted from ultrasound signals and spectra, resulting from insonation of the particular vessel being analyzed; Doppler ultrasound is applied when a more detailed analysis is required, and in that case, ultrasound signals are acquired from a sample volume within the vessel. Typically, clinical evaluation of the extension of a disease is based on observations of the real-time spectrogram of consecutive cardiac cycles, analysis of the values of diagnostic indices computed from the spectrogram, and, the qualitative appreciation of the Doppler sound produced.

Although experienced clinicians may produce a quick and reliable diagnosis, it is also true that different clinical experts may produce different opinions about the degree of illness, or, in the case of MCA blood flow analysis, different identifications of embolus occurrences.

The current work aims to identify more accurate spectral methods to enable more realistic spectrogram waveforms and consequently, more precise computation and evaluation of clinical indices. The blood vessel under study is the MCA.

Blood flow in the MCA is different to that in many arteries in the body as the brain constitutes a very low impedance bed. Under normal conditions, the MCA has a steadier flow than the majority of other peripheral arteries; ultrasound signals from MCA blood flow are obtained by means for transcranial Doppler equipment, thus, the ultrasound beams have to pass through the acoustic window of the temporal bone resulting in a reduction of the acoustic power (due to reflection, absorption and scattering from bone); also, the transmitted frequencies for transcranial Doppler ultrasound are usually around 2 MHz to improve the sensitivity of these signals, but at the same time induces different characteristics to the signals under analysis [1]. Finally, the examination of the MCA blood flow aims not only at the assessment of stenosis, but frequently includes the detection and identification of the type of emboli present [2].

The choice of the spectral methods to be employed for a more accurate determination of blood flow spectra, the tuning of each method, as well as the identification of the clinically most relevant spectral parameters to be estimated from the spectra, varies according to the characteristics of the vessel under study, the disease being observed, and the signal to noise ratios (SNR) present. A careful determination of these features improves the adequacy of the spectral method for the characterization of the disease, and eventually, enables the detection of a disorder, previously not detected.

Typical clinical indices like pulsatility index, Pourcelot's resistance index, trans-systolic time index, giving the clinicians a general idea about the healthy conditions of the vessel, depend on the calculation of maximum and minimum values of the amplitude of the blood velocity waveform during a cardiac cycle. Spectral frequencies are proportional to blood velocity. In addition, the information about the nature and amount of blood components in the artery enables emboli detection and characterization [3]. This information is contained in the spectral power variation over time. So, computation of typical clinical indices

requires the computation of maximum and mean velocity waveforms, root mean square bandwidth and power waveforms.

Similar work developed on the assessment of the blood flow (in healthy conditions) on femoral and common carotid arteries identified the Cohen´s class distributions as more accurate estimators of the spectral parameters mean velocity and turbulence than the conventional methods [4] [5] [6].

Based on past experience and upon testing several spectral estimators, three spectral estimators were considered in this study: a parametric method, the STMC; a Cohen's class distribution, the CWD; and the classic method, the STFT.

When targeting the evaluation of the quality of each spectral estimation method, it is necessary to acquire a proper understanding of the signal's characteristics and to be able to distinguish between the features due to the signal from the ones induced by the particular spectral estimator method being used. To enable differentiation of these features, the performance of the spectral estimators has been evaluated on simulated MCA Doppler signals.

The blood flow signal simulator employed followed the approach established in [7]. The deterministic inputs of the simulator were mean frequency, rms bandwidth and power waveforms. These waveforms were computed from clinical signals produced by TCD ultrasound instrumentation, Fourier transformed by classical methods [8]. The maximum frequency envelope was extracted from the clinical data using the Modified Geometric Method [3]. For each time point, the maximum frequency corresponds to the frequency point registering the maximum vertical distance between two lines: the one representing the integrated Doppler power, and, the slope of the curve joining the extremities. Only frequencies above a predetermined threshold will be considered, to exclude the lower frequency interval where noise cannot be assumed to be white Gaussian. For each time point, the mean frequency waveform is obtained by averaging the frequency weighted by the corresponding power intensity. The rms bandwidth waveform corresponds to the standard deviation of the density function obtained by normalizing the area of the spectral density to unity [5]. The power waveform is computed as the sum of power at each time point.

So, considering MCA blood flow simulations, built up from clinical data, the performance of STFT, STMC and CWD spectral methods on the accurate estimation of maximum and mean frequency, rms bandwidth and power waveforms has been evaluated, being described on next sections.

Materials and Methods

The deterministic inputs of the simulator were calculated based on 240 cardiac cycles of 8 different healthy individuals subject to TCD ultrasound insonation using a 2MHz ultrasound probe, a sampling frequency of 12.5kHz and an insonation angle of 0º [8]. To enable as wide a range as possible of realistic blood flow signals, 100 MCA blood flow signal simulations have been produced; also, assuming the possibility of having noisy signals to process, two other sets of 100 signals each were generated, adding Gaussian noise to the signal, at 10dB and 20dB of SNRs.

Because of space considerations, the mathematical formulation of the spectral estimators' methods is omitted from this paper, but can be found in [6]. Segmentation of the simulated signals was achieved by application of rectangular windows, in all spectral methods considered. Application of other types of windows would result in an unmanageable increase of tests at this stage.

Literature considers 20ms the ideal segment length to respect stationary properties of the blood flow signal, however, since no work has been reported before relating the stationary properties of the power variation and maximum frequency waveforms with segment duration, a broader range has been analysed. STFT was evaluated for signal-simulated segments. Windows of 11 different lengths equally spaced between 60 and 560 time-bins, corresponding to cardiac-signal segments from 4.8ms to 44.8ms were considered. Ten different levels of signal segments overlap were considered. Overlaps from 0 to 90% were used, thus producing 110 different sets of parameters to be tested for each of the 300 simulated signals.

The STMC spectral estimator considered the same range of window lengths and overlap as the STFT. Model orders (p) from 1 to 10, with steps of one, were tested, producing a total of 1100 different spectra.

The CWD considered the same range of lengths of windows and percentage of overlap (except for 0% which was not tested) as before. The application range (m) of the time index autocorrelation function was tested from 10 to 50, in decades, and the scaling factor (*sigma*) was tested for values 0.1, 1, 3, 5, 7 and 9. These produced a total of 29700 sets of spectra to be analysed.

The performance of these spectral estimators was quantitatively evaluated. Measurements of the errors between a reference waveform and the average of the 100 spectral estimated waveforms, for each set of methods' parameters tuning and for each level of SNR were taken. The reference waveform corresponds to the spectral waveform calculated from the clinical data and input to the simulator. The above procedure has been carried out for each of the four spectral waveforms being analysed.

For each type of spectral waveform, the errors in the estimation were correlated with the particular values of the parameters used to tune the spectral estimator while producing that waveform.

Results

Figures 1 to 3 represent the modulus of the correlation coefficients between the spectral parameters and the errors produced by the estimation of the

parameters of the methods. These figures enable a general view of the relative importance of each one of the methods' parameters on the accuracy of the estimation of the clinically relevant spectral waveforms. The higher the bars appearing in the graphs, the higher is the influence of the corresponding parameter on the accuracy of the method. Each figure represents the behaviour of a particular spectral estimation method.

For convenience of exposition from now on *N* will stand for the rectangular window length, *ovl* for the percentage of data segment overlap, *p* for STMC model order, and, related to CWD, *m* stands for the range of the autocorrelation generalized function and *sigma* for the scaling factor.

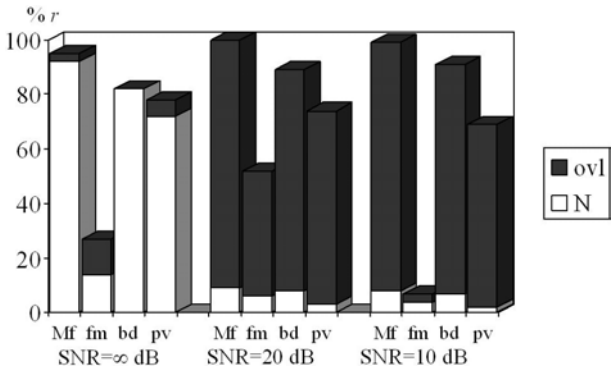


Figure 1: Correlation coefficients (as percentages) between the spectral parameters and the errors of STFT estimation.

Figure 1 shows that *N* has more impact on the accuracy of the estimation for none noisy signals. An exception occurs for mean frequency waveforms, where a weak correlation is observed. When noisy signals are considered, the temporal resolution determined by *ovl* becomes a determinant choice, superimposing the relevance of spectral resolution (influence of *N*).

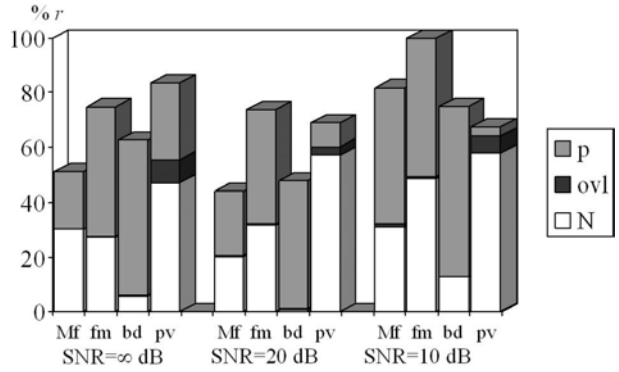


Figure 2: Correlation coefficients (as percentages) between the spectral parameters and the errors of STMC estimation.

When the spectral waveforms were estimated using the STMC, some test cases had to be excluded, since for higher model orders, the computational program would crash due to ill conditioning of the autocorrelation matrix, during Cholesky decomposition. These errors are usually caused by the proximity between the number of points in the window and the order of the model, and depend on the nature of the data [9]. The noisy signals presented no such problems.

Analysing the results using the STMC estimator (Figure 2) one may conclude that *p* and *N* compete equivalently when maximum and mean frequency waveforms are estimated, but *p* looses against *N* when power variation waveforms are estimated, and the inverse occurs when rms bandwidth waveforms are the waveforms under study. In the case of rms bandwidth waveforms, accuracy is even further degraded with *N* for higher SNRs.

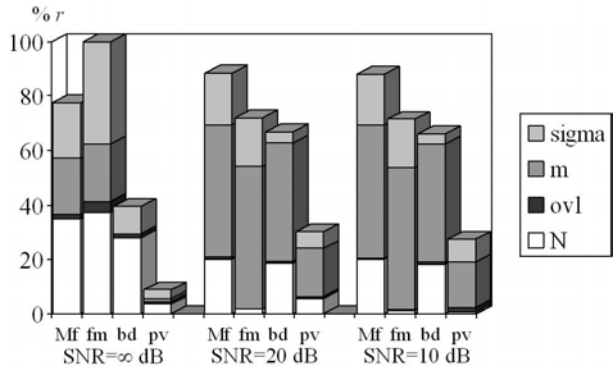


Figure 3: Correlation coefficients (as percentages) between the spectral parameters and the errors of CWD estimation.

Figure 3 illustrates the performance of the CWD. This spectral estimator clearly demonstrates the improved time resolution capabilities advertised in the literature, since it is almost insensitive to *ovl*. On the other hand the kernel parameters (*sigma* and *m*) are determinant, especially *m* when SNR increases, while *N* becomes the most relevant parameter when noise-free signals are assessed.

Discussion

If now we summarize the performance results obtained for each spectral estimator method tuned for their most accurate parameters, while assessing the four spectral waveforms under study, we obtain Figure 4.

The estimated waveforms' errors for a particular pair of SNRs and spectral waveforms are expressed in relative percentage values against a reference line error (the error obtained with the STFT spectral estimator, that is, the gold standard blood flow spectral estimator). The higher the bars appearing in the graph the lower is the accuracy of the method.

As noise increases the performance of the STFT worsens. On the contrary, the performance of the CWD improves on mean frequency and rms bandwidth estimations, remaining a poor maximum frequency and power waveform estimator.

The results obtained indicate that, when accurate power estimation is required for emboli detection or identification, STMC and CWD are not good

alternatives to the STFT. However, other applications, such as stenosis analysis, could benefit from the use of such estimators.

STMC presents the lowest errors in general, except for the rms bandwidth waveform estimation of noisy signals, where the CWD performs better. However, one should notice that when individual cycles are processed, the estimated power waveform might present spurious power peaks leading to misjudgements.

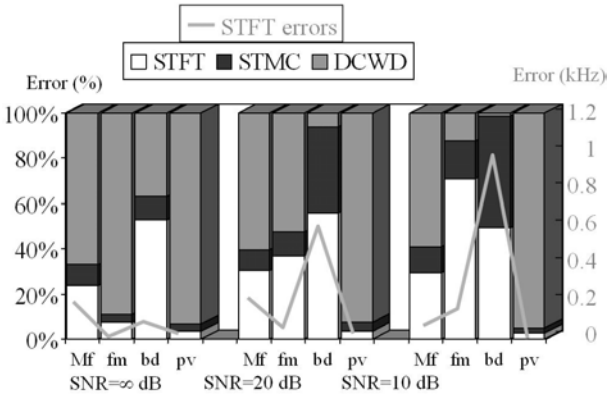


Figure 4: Comparative errors (as percentages) obtained with the spectral estimation methods (left axis) and actual errors obtained with the STFT (right axis).

Conclusion

This paper reports a study on the influence of MCA spectral estimators' parameters on the accuracy of spectral waveform estimates. The spectral estimators considered, the STFT, the STMC and the CWD, were employed in this study upon selection among the most well behavioural spectral methods, according to the literature. The spectral waveforms under analysis, the maximum and mean frequency waveforms, and the rms bandwidth and power waveforms, were chosen to satisfy clinical index calculation requirements.

The performance of the spectral estimators was evaluated using simulated MCA blood flow signals. The simulator considered clinical data from healthy people, and, three SNRs were simulated, assuming Gaussian additive noise.

More than 30000 signal-study cases were analysed considering different values of spectral methods' parameters. Quantitative error evaluation was performed for each of the spectral waveform estimations.

Analysis of results proves that the STMC estimator is the method presenting least error amongst the methods under comparison for all SNRs and 3 of the 4 spectral waveforms under study. Only in the case of the rms bandwidth waveform for noisy signals, does the CWD outstrips STMC accuracy.

All spectral methods produced spectral waveforms with clinically insignificant errors, except the rms bandwidth waveform of noisy signals (worst case, 10dB SNR), where errors are approximately 25% of the clinical spectra bandwidth, even using the CWD with the most tuned parameters.

Therefore we may conclude that accurate calculation of clinical indices requires the selection of a particular spectral estimator according to the specific spectral waveforms need for the computation of that clinical index.

References

[1] Consensus Committee of the Ninth International Cerebral Hemodynamic Symposium, "Basic identification criteria of Doppler microembolic signals", Stroke, 26(6):1123, 1995.

[2] Fan, L., Evans, D.H. and Naylor, A.R., "Automated embolus identification using a rule-based expert system", Ultrasound in Med. & Biol., 27(8):1065-1077, 2001.

[3] Evans, D.H. and McDicken, W.N., "Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation, and Clinical Applications", 2nd Ed., New York: John Wiley and Sons, 1992.

[4] Guo Z., Lous-Gilles, D. and Howard, C., "Comparison of time-frequency distribution techniques for analysis of simulated Doppler ultrasound signals of the femoral artery", IEEE Trans. Biomed. Eng., 41(4):332-342, 1994.

[5] Cardoso, J., Ruano, M.G. and Fish, P., "Non-stationary broadening reduction in pulsed Doppler spectrum measurements using time-frequency estimators", IEEE Trans. Biomed. Eng., 43(12):1178-1186, 1996.

[6] Leiria, A., Madeira, M.M. and Ruano, M.G, "Aortic valve analyser: a cost/benefit study", Proc. ICSPAT99 9th International Conf. on Signal Processing Applications & Technology, Orlando, USA, 325.pdf, 1999, CD-ROM.

[7] Wang, Y. and Fish, P.J., "Arterial Doppler signal simulation by time domain processing", European Journal of Ultrasound, 3(1):71-81, 1996.

[8] Leiria, A., Moura, M.M.M. and Ruano M.G., "Time-variable blood flow averaged waveforms", accepted for publication, Proc. Controlo2004 6th Portuguese Conference on Automatic Control, Faro, Portugal, June 2004.

[9] Kay S.M., "Modern spectral estimation -theory and application", New Jersey: Prentice-Hall, 1988.

CONSTRUÇÃO DE UM *SOFTWARE* TRANSCRITOR DO BRAILLE PARA CARACTERES ALFANUMÉRICOS

C. M. C. Bezerra*, R. P. Barros*, A. K. Kawai* e V. L. da S. N. Button*

* Depto. de Engenharia Biomédica – FEEC – CEB – UNICAMP – Campinas – SP – Brasil

claudiam@ceb.unicamp.br

Abstract: This paper describes a *software* that transcripts automatically Braille coded texts into alphanumeric characters texts in Portuguese language – BR Braille. The technique used to do the transcription was the digital image processing after the Braille text has been digitalized through a flatbed *scanner*. BR Braille was allowed transcribing a 650 Braille cells text, digitalized in 200 dpi, showing less than 1.0% of errors.

Palavras-Chave: **Braille, pré-processamento, segmentação, extração, identificação.**

Introdução

O Braille é um sistema de leitura e escrita tátil, baseado em celas de seis ou oito pontos em relevo, dispostos em duas colunas de três ou quatro pontos. Este artigo descreve um *software* que transcreve o sistema Braille com seis pontos por cela, que é utilizado no Brasil, para caracteres alfanuméricos. As diferentes disposições desses seis pontos permite a formação de sessenta e quatro combinações ou símbolos Braille (Figura 1).

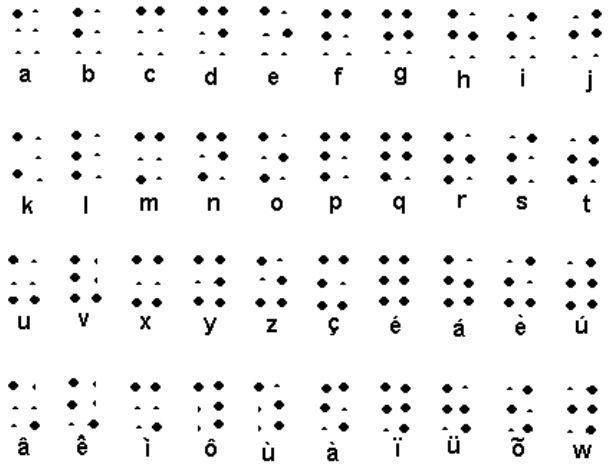


Figura 1. Exemplo de celas do alfabeto Braille brasileiro.

O programa transcritor desenvolvido é chamado BR Braille. A imagem da folha com o texto em Braille a ser convertido deve ser inicialmente digitalizada em um *scanner* de mesa, sendo o processo de digitalização independente do *software* desenvolvido. Entretanto, existem alguns requisitos pré-determinados para o funcionamento adequado do programa transcritor [1].

O BR Braille foi codificado na linguagem C e C++, no C++ Builder 3.0. Os eventuais problemas ocorridos tanto na etapa de geração da folha Braille, quanto na sua digitalização, são corrigidos na etapa de pré-processamento, sendo esta primeira etapa essencial para o êxito das seguintes.

Após a etapa de pré-processamento, é realizada a segmentação da imagem da folha Braille para a posterior extração das características e identificação das celas Braille, transcrevendo os caracteres.

Metodologia

Quando o texto Braille é produzido em papel, pode-se usar a reglete com punção, a máquina de escrever, ou ainda a impressora Braille. Com qualquer um dos rescursos, pode ocorrer rotação no posicionamento do papel, ou ainda, os mecanismos da máquina ou impressora podem estar desregulados, gerando linhas inclinadas na folha; o grau de inclinação ou rotação pode variar de uma linha para a outra. A rotação pode ocorrer também, na colocação do papel no *scanner*. Além da rotação, também surgem ruídos, causados pela presença de ciscos, poeira e pequenas sujeiras na folha ou no vidro do *scanner*, ou inerentes ao próprio processo de digitalização.

O pré-processamento tem como objetivo a retirada dos ruídos sem, contudo, destruir os pontos Braille, além de corrigir a rotação da folha. O pré-processamento utilizado neste trabalho pode ser dividido nos seguintes passos:

- uso de um operador morfológico;
- limiarização;
- rotulação;
- rotação.

A etapa seguinte ao pré-processamento é a segmentação, que separa os pontos digitalizados que são objetos de interesse. Após esta separação extraem-se as características dos objetos desejados, onde se verifica a quais celas estes pontos pertencem. Compara-se cada cela obtida com uma "cela padrão", analisando caractere por caractere, até o fim da transcrição.

A imagem e o processamento digital

A Figura 2 mostra os passos fundamentais do processamento digital de imagens. A imagem é um sinal bidimensional. Portanto, ela pode ser tratada no universo matemático em que é possível definir vários modelos. Em um próximo nível, pode-se representar a imagem em um universo discreto obtendo-se uma codificação para o processamento da imagem [2].

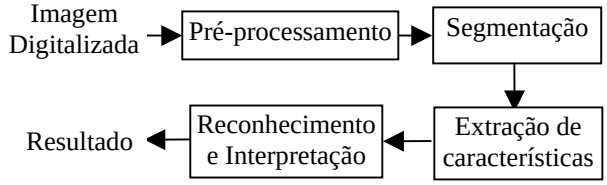


Figura 2. Passos fundamentais do processamento digital de imagens.

Histograma

O histograma (Figura 4) é a representação gráfica de um grupo de números que indica a percentagem de *pixels* numa imagem (Figura 3), que apresentam um certo nível de cinza.

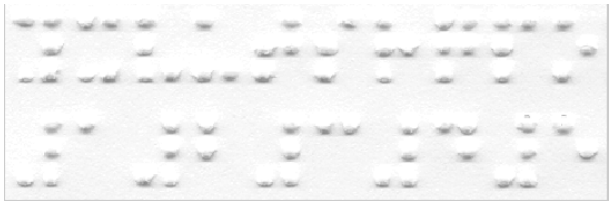


Figura 3. Imagem digital de um texto Braille.

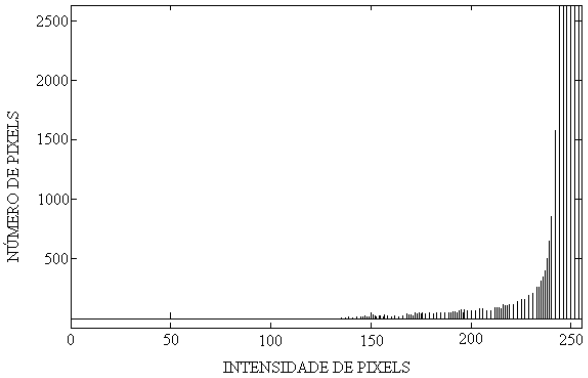


Figura 4. Histograma correspondente à Figura 3.

Relações de adjacência

Sendo A uma relação de adjacência binária entre *pixels* (Figura 5), existe uma dependência entre suas posições e pode haver uma observância das propriedades locais dos mesmos. Então A(p) é um grupo de *pixels* adjacentes ao *pixel* p, isto é, q ε A(p) ou (p,q) ε A.



(a) (b)

Figura 5. Representação de vizinhança-4 (a) e vizinhança-8 (b) de um *pixel*.

Limiarização

É importante selecionar uma técnica adequada para se determinar quais são mos objetos desejados e qual é o fundo da imagem estudada [3]. Os métodos mais usados na literatura são os de limiarização global. Tendo somente dois níveis, a limiarizaçao é conhecida como binarização e mais de dois níveis, multi-nível.
O algoritmo de Otsu foi o mais robusto em tempo de processamento e qualidade final da imagem dentre três métodos de binarização automática estudados: a limiarização de Otsu, a classificação Watershed e a detecção de passagem por zero [4]. A limiarização de Otsu usa o histograma na escolha do limiar da imagem e outros dados estatísticos referentes às propriedades da imagem.

Morfologia Matemática

A morfologia matemática pode ser definida como uma teoria para análise de estruturas espaciais.
As características conhecidas que são utilizadas num processo de comparação são os chamados “Elementos Estruturantes” (Figura 6).



Figura 6. Exemplos de elementos estruturantes comuns.

Na morfologia matemática, utiliza-se tratamento diferentes para imagens binárias e imagens em nível de cinza. As operações fundamentais em morfologia matemática são a erosão e sua operação dual, a dilatação.
A erosão e dilatação binária diferem da erosão e dilatação em imagens em níveis de cinza [5]. Neste artigo utiliza-se a morfologia binária.
A erosão dá origem a outros operadores, como a transformação h-mínima, que é utilizada na etapa do pré-processamento (equação 1).

$$HMIN_{h,D}(f) = f \perp_D (f + h) \qquad \text{Equação 1}$$

Ou seja, a transformação h-mínima é feita como a reconstrução superior da imagem de entrada *f*, na imagem marcadora *(f + h)*, sendo que a reconstrução superior é obtida, fazendo a erosão condicional da imagem marcadora *(f + h)* pelo elemento estruturante *D*, onde a condição de parada é que a imagem erodida esteja contida dentro da imagem de entrada.

A imagem digitalizada e o processo de transcrição

Quando folhas Braille são digitalizadas em níveis de cinza, geram, em sua maioria, imagens com nível de fundo próximo ou igual a 255 (papel branco) e valores de *pixel* menores que 240 para os pontos (mais escuros).
É necessário que se tenha uma folha digitalizada com um máximo de rotação igual a 2 graus, senão a percentagem de erro cresce drasticamente. As características da folha Braille digitalizada dependem muito do quanto o alto relevo do texto original está preservado e isso vai influenciar no resultado final da transcrição. As operações escolhidas para se fazer o pré-processamento tiveram como prioridade a não exclusão da informação desejada.
Em algumas imagens, os pontos Braille e os ruídos encontrados, possuem características topológicas semelhantes, ou seja, valores próximos de níveis de cinza. Para a remoção dos ruídos, utilizou-se a transformação h-mímima. Entretanto, em outras imagens com fundo predominantemente branco, ou seja, de valor maior que 250, não é conveniente a utilização deste operador morfológico.
Após este passo, a diferença entre ruído e ponto Braille não será mais os valores dos *pixels* e sim a quantidade deles, permitindo que se trabalhe com a imagem binária. Aplicou-se, então, o algoritmo de limiarização de Otsu, para achar o valor limiar ótimo.
A partir daí rotulam-se os pontos de tal forma que os *pixels*, que formam cada ponto, sejam reconhecidos como pertencentes a um determinado ponto, ou seja, cada ponto passa a ter uma "identidade" própria.
Depois da rotulação, calcula-se o centro de cada componente conexa. Após a localização de cada centro da componente conexa, o ponto será representado por um único *pixel.*
Com os centróides, é possível realizar a correção da rotação. Para o cálculo do ângulo de rotação de cada linha [6], são utilizados os pontos 1 e 4 de cada cela pertencente à linha e para a cálculo de uma rotação da folha Braille como um todo, são utilizados os pontos 1, 2 e 3 de cada cela pertencente à primeira coluna da folha Braille (Figura 7).

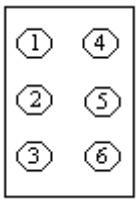


Figura 7. Identificação dos pontos em uma cela Braille.

Para a segmentação das celas, encontra-se a menor e a maior coordenada x da imagem Braille através da varredura da imagem (Figura 8). Como o tamanho de cada cela Braille é aproximadamente constante, é possível realizar a segmentação da imagem em colunas. Utilizando este mesmo raciocínio, aplicado agora para as linhas, tem-se a segmentação de cada uma das celas Braille.

Para que o programa identifique o início da cela, é necessário que a folha Braille digitalizada contenha no mínimo, um ponto pertencente à primeira coluna de alguma cela inicial em uma das linhas do texto. Isto é, primeiramente, é feita uma varredura em todo o texto para que seja encontrado o ponto que está mais à esquerda. Como a segmentação é baseada em distâncias, se este ponto não pertencer à primeira coluna de alguma cela, toda a segmentação estará comprometida.

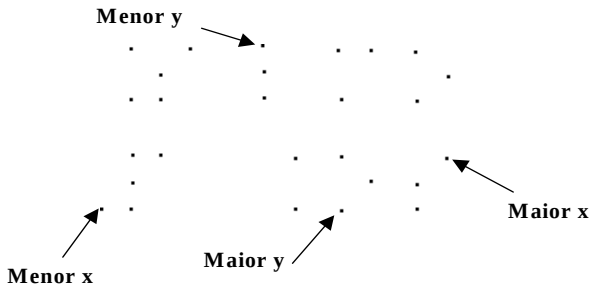


Figura 8. Posições dos pontos Braille.

Todo este cuidado é necessário para que a próxima etapa, extração de características, seja realizada com sucesso. Para esta próxima etapa, a área de cada cela é dividida em seis quadrantes e verifica-se a ocorrência ou não de *pixels* em cada um deles. Cada cela pode ter sido segmentada sem conter nenhum *pixel*, o que é identificado como "espaço", ou também "pula linha"; e até seis *pixels* por cela, que corresponde à letra "é", como mostra a Figura 1.
O reconhecimento e a interpretação trazem a transcrição do texto, ou seja, essa é a etapa final do processamento de imagens. Para o reconhecimento, foi construída uma árvore de busca binária com seis níveis.
As matrizes obtidas após a extração de características compostas de zeros e uns são então, submetidas ao processo de busca através da árvore, da seguinte maneira:

- se zero (ou seja, se não existir o ponto Braille na cela), segue o caminho descendente pela esquerda na árvore;
- se um (ou seja, se existir o ponto Braille na cela), desce pela direita.

No último nível, a busca retorna os caracteres anexados à cela. Isto é, a busca se realiza como se ocorresse uma comparação com a "cela padrão".

Resultados

Para os testes, foram usadas quinze folhas escritas com reglete e punção e o processo de aquisição das imagens foi feito com três *scanners* de marcas e modelos diferentes e foram usadas as mesmas folhas em todos os *scanners.* As tabelas 1, 2 e 3, mostram os resultados obtidos nas transcrições de seis textos produzidos em código Braille, cada um com aproximadamente 650 caracteres.

A resolução utilizada na digitalização de todas as folhas nos três *scanners* foi de 200 dpi. Tem-se, portanto, condições de entradas iguais em todos os testes. Com isto, foi possível verificar se havia diferenças no desempenho do programa transcritor em relação aos equipamentos utilizados na aquisição das imagens Braille.

Tabela 1. Processamentos utilizando o *scanner* HP Scanjet 4400c de folhas escritas com reglete e punção.

HP SCANJET 4400C	
Folhas	**Erros (%)**
Deuteronômio 28:1-7	0,98
1 João 1: 5-9	0,16
1 João 5: 1-6	0,55
1 Pedro 1: 3-8	0,83
1 Samuel 2: 1-5	0,88
Jeremias 17: 5-8	0,33

Tabela 2. Processamentos utilizando o *scanner* Genius ColorPage-Life Pro de folhas escritas com reglete e punção.

GENIUS COLORPAGE-LIFE PRO	
Folhas	**Erros (%)**
Deuteronômio 28:1-7	0,28
1 João 1: 5-9	0,46
1 João 5: 1-6	0,41
1 Pedro 1: 3-8	1,70
1 Samuel 2: 1-5	1,03
Jeremias 17: 5-8	0,33

Tabela 3. Processamentos utilizando o *scanner* Boeder Sm@rtScan Slim Edition de folhas escritas com reglete e punção.

BOEDER SM@RTSCAN SLIM EDITION	
Folhas	**Erros (%)**
Deuteronômio 28:1-7	4,74
1 João 1: 5-9	1,86
1 João 5: 1-6	3,31
1 Pedro 1: 3-8	4,29
1 Samuel 2: 1-5	3,65
Jeremias 17: 5-8	2,45

Para verificar se as diferentes marcas influenciavam na percentagem de erros de transcrição, foi realizada uma análise de variância monofatorial pareada destes dados. O nível de significância estatística foi estabelecido para $P<0,01$. Além disso, para comparar o desempenho do BR Braille frente à utilização destes *scanners* entre si, foram feitos testes de contraste por meio do método de comparações múltiplas de Student-Newman-Keuls [1].
Os resultados indicaram que o equipamento de digitalização influencia diretamente no número de erros (%) de transcrição ($P<0,001$). O teste de contraste indicou que não há diferenças significativas entre o *scanner* HP Scanjet 4400c e o Genius ColorPage-Life Pro, porém ambos apresentam uma eficiência significativamente maior que o Boeder Sm@rtScan Slim Edition.

A média de erros (%) obtida com os dados da Tabela 1 é de 0,58±0,08 %, sendo que para todas as folhas digitalizadas, neste *scanner*, a porcentagem de erro foi menor que 1%. Com o *scanner* da Tabela 2, a média de erros foi de 0,80±0,12%, e o da Tabela 3 de 3,37±0,31%.

Conclusões

Em relação à proposta do trabalho, os resultados obtidos foram satisfatórios, inclusive no teste em que foi utilizado o *scanner* em que os erros obtidos foram os mais significativos. Observou-se ainda que o desempenho do *software* está diretamente relacionado ao modo como a folha Braille foi digitalizada e ao seu estado de conservação.
Desta forma, se forem seguidas todas as recomendações no processo de digitalização, consegue-se obter textos transcritos legíveis, possibilitando que pessoas que não são alfabetizadas em Braille possam ler os textos escritos em Braille por deficientes visuais.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Alexandre Xavier Falcão do IC da UNICAMP; à Pedagoga Silvia Helena Rodrigues de Carvalho do CEPRE da UNICAMP e à CAPES.

Referências

[1] BEZERRA, C.M.C., "BR Braille: Programa Tradutor de Textos Braille Digitalizados para Caracteres Alfanuméricos em Português", *Dissertação de Mestrado, DEB/FEEC/UNICAMP*, Campinas, 2003.

[2] GOMES, J. e VELHO, L., "Computação Gráfica: Imagem, Série de Computação e Matemática", *IMPA/SBM.*, 1994.

[3] OTSU, N., "A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms", *IEEE Transactions on System, Man, and Cybernetics*, 1979, vol. SMC-9, no 1, p. 62-66, January.

[4] SOARES, R. C. "Estudo de Código de Barras por Análise de Imagens", *Dissertação de Mestrado, DCA/FEEC/UNICAMP*, Campinas, 2001.

[5] Gonzalez, R. C. e Woods, R. E., "Processamento de Imagens Digitais", *Edgard Blücher Ltda*, 2000.

[6] CHARNET R., FREIRE, C.A.L., CHARNET E.M.R., BONVINO H., "Análise de Modelos de Regressão Linear - com Aplicações", *Editora UNICAMP.*, 1999.

BR BRAILLE 2.0: OTIMIZAÇÃO DO PRÉ-PROCESSAMENTO DA IMAGEM DIGITALIZADA

R. de P. Barros, C. M. C. Bezerra, e V. L. da S. N. Button

Depto. de Engenharia Biomédica – FEEC – CEB – UNICAMP – Campinas – SP – Brasil

rodrigo.barros@ic.unicamp.br

Abstract: This paper shows the performance advancement of the 2.0 version of BR Braille, a software which transcribes Braille coded texts into alphanumeric character. It is shown a comparison between 1.0 and 2.0 versions of BR Braille, demonstrating improvements in quality and performance of transcription. The h-basin used to filter image noise was implemented through Forest Image Transform (IFT) in this new version, and the software can now corrects even 15º paper rotations, instead of only 2º of 1.0 version.

***Palavras Chaves*: Braille, transcrição, pré-processamento, IFT, rotação.**

Introdução

Deficientes visuais totalmente cegos, em geral, realizam leitura e escrita através do alfabeto Braille, após um período de aprendizagem, realizado normalmente em centros especializados [1]. O Braille é um sistema de comunicação criado por Louis Braille, a partir de modificações feitas em outro sistema de comunicação utilizado para fins militares e composto por traços e linhas; o Braille é composto de celas que têm seis ou oito pontos em alto relevo [2].

A transcrição de textos em Braille é realizada no Brasil de forma manual, através de pessoas alfabetizadas em Braille. Com a proposta de integração do aluno deficiente em escolas convencionais (escolas não especializadas), condições adequadas devem ser dadas para que todos os alunos tenham as mesmas perspectivas educacionais. Quando se trata de alunos cegos, alfabetizados em Braille, convivendo com professores não alfabetizados em Braille, uma das dificuldades que surgem é a demora da correção de trabalhos escolares e provas.

A versão 1.0 do BR Braille [1][2][11] teve como objetivo, facilitar a comunicação de pessoas cegas com pessoas não alfabetizadas em Braille, diminuindo a dificuldade de inclusão, pois trata-se de um *software* que automatiza a transcrição de textos escritos em Braille para caracteres alfanuméricos em língua portuguesa. O objetivo da realização de melhorias da versão 1.0, é que a comunicação escrita do aluno, alfabetizado em Braille, com seus professores, não especialistas, se torne cada vez mais comum e natural. Propõe-se que a utilização do transcritor automático seja adotada nas escolas de todo o Brasil, bastando para isto que a escola tenha um microcomputador e um *scanner* para digitalização dos textos.

Neste artigo, serão apresentadas alterações no pré-processamento do texto Braille digitalizado, visando uma melhora no desempenho, com a conseqüente diminuição do tempo de processamento, além do uso de estrutura de arquivos para leitura automática da resolução no *scanner* e aumento na possibilidade de correção da rotação da folha e das linhas do texto em Braille, o que sugere uma melhor interação homem-máquina.

Após esta importante etapa, seguem-se as operações de visão computacional, ou seja, a segmentação e análise de cada caractere segmentado, como na versão anterior do BR Braille.

Metodologia

A resolução na qual as folhas Braille são digitalizadas pelo *scanner*, é de grande importância para o *software* BR Braille, pois assumiu-se no processo de transcrição usado, que os tamanhos e distâncias entre as celas são uniformes. Na versão 1.0 do BR Braille, tal informação deve ser fornecida pelo usuário e caso seja erroneamente informada, inviabiliza totalmente o processo de transcrição. Na versão 2.0 do BR Braille, tal informação é obtida diretamente do arquivo de digitalização, cabendo ao usuário apenas a confirmação de tal valor ou seu fornecimento caso tal informação não conste no cabeçalho do arquivo.

Para a obtenção da resolução diretamente do arquivo, devem ser seguidos os seguintes passos [3]:

- Abertura do arquivo BMP;
- Leitura dos dois primeiros caracteres e verificação de tipo de arquivo (BM);
- Deslocamento do ponto de leitura para a posição dos valores das resoluções horizontal e vertical e leitura das mesmas;
- Mudança de base de hexadecimal para decimal dos valores armazenados no arquivo;
- Correção de “pixel/metro” para “pixel/polegada”.

Após a obtenção da resolução, inicia-se a etapa de remoção dos ruídos da imagem. O primeiro passo dessa etapa é a transformada h-mínima. Na versão 1.0 do *software*, tal operador foi implementado utilizando conceitos de morfologia matemática, neste artigo será

apresentada a implementação da transformada h-mínima com a Transformada Imagem Floresta (IFT) [4].

No conceito da morfologia matemática, a imagem, resíduo da reconstrução inferior de J a partir de I = J + H, onde H é um número inteiro positivo, é formada por domos denominados H-domes. Para H=1, os domos são os máximos regionais de J. A imagem resíduo da reconstrução superior de J a partir de I = J + H, onde H é um número inteiro positivo, marca as bacias denominadas H-basins. Para H = 1, a imagem resíduo é formada pelos mínimos regionais de J [5].

Já para a IFT, utiliza-se a representação de uma imagem de forma natural e implícita como um grafo, onde os pixels são os nós e os arcos são definidos por uma relação de adjacência entre pixels. Neste contexto, um operador de imagem pode ser interpretado como um percurso no grafo seguido de uma operação local simples sobre o grafo resultante deste recurso.

Uma relação de adjacência A é uma relação binária e irreflexiva entre pixels de uma imagem I. Uma vez definida a relação A, a imagem I pode ser interpretada como um grafo orientado cujos nós são os pixels e os arcos ligam pares de pixels adjacentes na relação A. Por exemplo, a relação A pode ser definida como consistindo de todos os pares de pixels distintos (s, t).

A IFT reduz problemas de partição baseados em pixels sementes em um problema de floresta de caminho de custo mínimo em um grafo, cuja solução pode ser obtida em tempo linear com o número de pixels da imagem. O custo de um caminho em um grafo é determinado por uma função de custo, que geralmente, depende de propriedades locais ao longo do caminho, tais como cor, gradiente e/ou posição dos pixels.

Dentre as aplicações em que a IFT pode ser utilizada, destaca-se a detecção de bordas, transformada *watershed*, operações conexas, operações com morfologia matemática, entre outras.

A transformada *watershed* se relaciona com a reconstrução morfológica, que é a base para muitos outros operadores de imagem, como a transformada h-mínima, h-máxima e filtros alternados seqüenciais por reconstrução. Um mapa C, de custos da transformada clássica de *watershed*, equivale ao resultado da reconstrução superior da imagem I a partir de uma imagem marcadora h = (DI,h) [6]. Na verdade, esse resultado é estendido para qualquer imagem marcadora h>I (i.e. h(q) > I(q) para todo q $\in$ DI), inclusive com pixels sementes (i.e. h(q) > I(q) para q $\in$ S e h(q) = + ∞ no caso contrário). No último caso, porém, não existe imposição de marcadores. Isto é, algumas sementes podem ser dominadas por outras e não resultarem em raízes da floresta. O mapa de raízes também equivale às bacias da transformada de *watershed* da imagem de custos C=(DI,C) com fontes colocadas nas raízes da floresta. Este resultado relaciona a transformada de *watershed* com a reconstrução morfológica.

Uma variante interessante é a reconstrução superior local, a qual inunda uma ou mais bacias selecionadas por um conjunto S de *pixels* sementes com função *flrec* [6], com h(q) > I(q).

Ressalta-se que a reconstrução só é aplicada nas bacias selecionadas. O restante dos *pixels* em C ficam com custo infinito. Se o objetivo for rotular apenas as bacias selecionadas, o resultado é obtido diretamente de L, mas se o objetivo for gerar uma imagem com menos bacias do que a original, então podemos gerar uma imagem J = (DI,J), onde J(p) = I(p), se C(p) = + ∞ , e J(p) = C(p) no caso contrário. Esta última operação é usada, por exemplo, para implementar o fechamento por área ou area closing [6].

Após a tranformada h-mínima, é realizada a rotulação dos componentes conexos como na versão 1.0 do BR Braille. Após essa etapa, calculam-se os centróides de cada componente conexa e a partir desses centróides, é realizada a correção da rotação da folha Braille digitalizada.

Esta etapa se faz necessária devido à possibilidade de rotação da folha Braille, durante o processo de geração da mesma ou ainda, na sua digitalização. No processo de geração do texto em papel, a rotação pode ocorrer em toda a folha ou ainda, entre uma linha e outra, por problemas mecânicos de tração do papel na máquina de escrever ou impressora Braille ou ainda na utilização da reglete e punção. Já na digitalização, a folha toda pode sofrer rotação devido ao posicionamento rotacionado da folha no *scanner*.

Na versão 1.0 do BR Braille, a máxima correção possível da rotação era de ± 2°. Já na segunda versão, o ângulo de correção foi ampliado significativamente.

Devido à necessidade de correção da rotação que pode ocorrer entre uma linha e outra da imagem digitalizada, foi utilizado o método de ajuste de linhas [7], que é um método bastante parecido com a abordagem utilizada na versão 1.0; os métodos da transformada de Hough [8] e *thresholds* estáticos ou dinâmicos [9], embora sejam métodos bastante utilizados, não puderam ser aplicados neste trabalho por utilizarem toda a imagem para o cálculo do ângulo.

O grande ganho no desempenho desta etapa foi devido, sobretudo, à utilização da abordagem de cálculo hierárquico do ângulo [8], que consiste em um cálculo inicial aproximado do ângulo e posterior ajuste fino deste cálculo, repetidamente até que a variação do ângulo entre um cálculo e outro fosse mínima.

Para o cálculo do ângulo de rotação entre as linhas, utilizou-se os pontos 1 e 4 de cada cela Braille pertencente àquela linha e para o ângulo de rotação da folha, utilizou-se os pontos 1, 2 e 3, de cada cela Braille pertencente à primeira coluna mais à esquerda da folha Braille.

Os algoritmos de rotação descritos na literatura são, em grande número, voltados para a necessidade de evitar o aparecimento de buracos na imagem rotacionada e a preservação do aspecto do objeto em estudo. No caso do *software* BR Braille, a preocupação com eventuais buracos, não é procedente, pois a informação é representada por pixels isolados na imagem, e optou-se por utilizar a técnica de mapeamento direto, em que cada *pixel* origem é mapeado para um *pixel* destino e portanto, é possível

saber antecipadamente se o *pixel* é objeto ou pertence ao fundo da imagem. O único tratamento especial dado à esse método foi sua otimização em termos de operações complexas, objetivando evitar o uso de cálculos de funções trigonométricas, multiplicações e divisões. Esperava-se uma redução significativa no tempo de processamento, pois na técnica de mapeamento inverso da versão 1.0, para cada *pixel* destino, era realizado o cálculo para se obter o *pixel* origem, não sendo possível prever se aquele *pixel* era objeto ou pertence ao fundo.

Resultados

Todos os testes foram realizados utilizando um microcomputador Athlon 1GHz, com 128Mb de memória RAM e um *scanner* HP Scanjet 4400C. As folhas de texto Braille foram geradas manualmente através de reglete e punção e digitalizadas em 100 dpi.

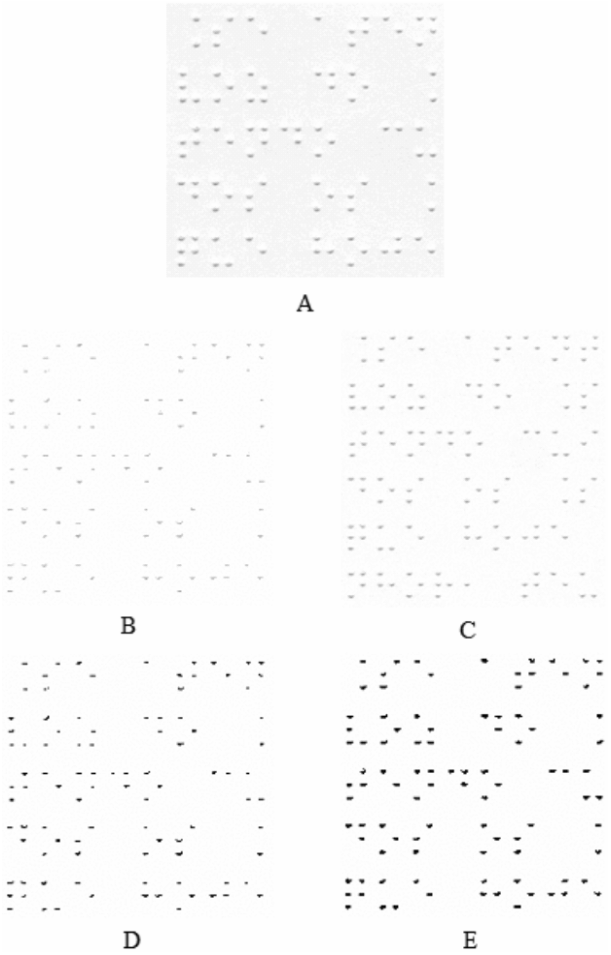


Figura 1: Fragmentos da imagem digitalizada durante o processamento.

Na Figura 1, são apresentados alguns fragmentos de imagens com o objetivo de comparar as duas versões do BR Braille. No fragmento A, temos a imagem da folha Braille digitalizada; no fragmento B, temos o resultado da aplicação da transformada h-mínima na versão 1.0 do BR Braille; no fragmento C, temos o resultado da transformada h-mínima utilizando a IFT na versão 2.0; no fragmento D, temos a limiarização do fragmento B através do algoritmo de Otsu (versão 1.0)[10]; e no fragmento E, temos a limiarização do fragmento C através do algoritmo de Otsu (versão 2.0).

Na tabela 1, são mostrados os dados referente à transcrição da mesma imagem, com cerca de 650 celas, rotacionada por diversos ângulos, através do BR Braille, versão 2.0.

Tabela 1: Transcrição de folhas rotacionadas.

Ângulo	Tempo (s)	Erros (%)
-21º	8,4	100,00
-18º	8,0	100,00
-15º	7,8	0,15
-12º	7,1	0,15
-9º	6,5	0,15
-6º	6,1	0,15
-3º	5,6	0,15
0º	5,1	0,15
3º	5,5	0,15
6º	6,0	0,15
9º	6,5	0,15
12º	6,8	0,15
15º	7,2	0,15
18º	7,8	100,00
21º	8,2	100,00

As tabelas 2 e 3 mostram os dados para comparação de desempenho entre as versões 1.0 e 2.0 do *software*.

Tabela 2: Testes de desempenho da versão 1.0

Folha	Tempo (s)	Erro (%)
1	86	0,30
2	87	0,45
3	89	0,15
4	85	0,15
5	81	0,00

Tabela 3: Testes de desempenho da versão 2.0.

Folha	Tempo (s)	Erro (%)
1	5,5	0,00
2	5,7	0,15
3	4,5	0,00
4	5,0	0,15
5	5,2	0,00

Discussão

Com a obtenção da resolução da imagem diretamente do arquivo BMP, tentou-se eliminar a interação com o usuário para a entrada desse dado. Entretanto, tal objetivo não foi atingido, pois os campos de resolução horizontal e vertical do cabeçalho do arquivo BMP não são obrigatórios.

Após testes em outros *scanners*, verificou-se que ocorrem casos onde, apesar de presente no arquivo, a informação da resolução está incorreta. Tais fatos independem do *software* BR Braille, pois ocorrem no momento de digitalização da folha e são devidos à detalhes de implementação dos *softwares* proprietários que vêm junto com os *scanners*.

Sendo assim, optou-se por realizar a verificação dos dados desses campos e caso estejam presentes, é requisitada uma confirmação do usuário para o valor

encontrado. Caso o dado não esteja presente no arquivo, o usuário deve entrar com a resolução, em dpi.

Pela da análise da Figura 1, nota-se a ganho de desempenho da transformada h-mínima com a utilização da IFT para a realização da reconstrução morfologica. Essa melhoria pode ser notada ao se observar as características dos pontos Braille da folha limiarizada, que se tornaram mais uniformes e definidos, possibilitando um desempenho superior nos passos subseqüentes, que são a rotulação e cálculo dos centróides.

Através da Tabela 1, nota-se a melhoria de desempenho da versão 2.0 em relação à versão 1.0, quanto ao tratamento de imagens rotacionadas. Enquanto que a versão 1.0 era capaz de tratar apenas rotações de cerca de 2º [1], a versão 2.0 resolve rotações de cerca de 15º, sem acréscimo de erro. Outro fator interessante é a invariância da transcrição com a rotação, evidenciado pela percentagem constante de erros para folhas rotacionadas no intervalo [-15º, +15º]. Destaca-se ainda que o acréscimo de tempo entre as transcrições da imagem Braille rotacionada, em relação à imagem Braille não rotacionada se deve, além da correção da rotação, também ao aumento da área total ocupada pela imagem quando rotacionada.

No teste comparativo de tempo de processamento, cujos dados estão nas Tabelas 2 e 3, evidencia-se o desempenho superior da versão 2.0 em relação à versão 1.0, pois o tempo necessário para a transcrição foi menor que 10% do tempo necessário anteriormente.

Conclusões

Com as modificações realizadas no *software* BR Braille, obteve-se um resultado bastante satisfatório, visto que o tempo de transcrição de uma folha Braille digitalizada, diminuiu consideravelmente em relação à versão anterior. Outro fato é o melhor resultado da transformada h-mínima com a utilização da IFT, que teve como conseqüência, um melhor aproveitamento dos algoritmos de limiarização, rotulação e cálculo dos centróides. A nova abordagem de correção de rotações na folha, possibilitou a transcrição de folhas rotacionadas em até 15 graus.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Alexandre Xavier Falcão do Instituto de Computação da UNICAMP; à Pedagoga Silvia Helena Rodrigues de Carvalho do Centro de Estudos e Pesquisas em Reabilitação *"Prof. Dr. Gabriel O. S. Porto "* da UNICAMP; ao PIBIC/CNPq; e à FAPESP.

Referências Bibliográficas

[1] BEZERRA, C.M.C., "BR Braille: Programa Tradutor de Textos Braille Digitalizados para Caracteres Alfanuméricos em Português", *Dissertação de Mestrado, DEB/FEEC/UNICAMP*, Campinas, 2003.

[2] BEZERRA, C. M. C. e BUTTON, V. L. S. N., "Utilização de Operadores Morfológicos no Pré-processamento de Textos Braille Digitalizados", *Anais de Trabalhos do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, 09-12 de outubro de 2002, pp. 185-190, 2002.

[3] FORMATOS DE IMAGEM, descrição do formato BMP, disponível em http://mega.ist.utl.pt/~ic-cg/programa/livro/FomatosdeImagem.pdf, acesso em janeiro 2004.

[4] FALCÃO, A.X., LOTUFO, R.A., ARAUJO,G., "The Image Forest Transfomation, Relatório Técnico IC-00-12", internet site adress: http://www.ic.unicamp.br/reltec-ftp/2000/Abstracts.html, Julho, 2000.

[5] DOUGHTERY, E., LOTUFO, R.A., "Hands-on Morphological Imagem Processing", *draft* August 2002.

[6] FALCÃO, A. X., STOLFI, J., LOTUFO, R.A., "The Image Foresting Transform: Theory, Algorithms, and Applications", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 26, No. 1, January 2004.

[7] YANG, C., WANG, S., LI, H., "Skew detection and correction in document images based on straight-line fitting", *Pattern Recognition Letters* 24, pp. 1871-1879, 2003.

[8] YU, B., JAIN, A.K., "A robust and fast skew detection algorithm for generic documents", *Pattern Recognition*, Vol. 29, No. 10, pp. 1599-1629, 1996.

[9] SHIVAKAMURA, P., KUMAR, G. H., GURU, D. S., NAGABHUSHAN, P., "Skew estimation of binary document images using static and dynamic thresholds useful for document image mosaicing", *National Workshop on IT Services and Applications (WITSA2003)*, Feb 27-28, 2003.

[10] OTSU, N., "A Threshold Selection Method from Gray-level Histograms", *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, v.SMC-9, No. 1, pp.62-66, 1979.

[11] BEZERRA, C. M. C., CARVALHO, J. O. F., BUTTON, V. L. da S. N., DALTRINI, B. M., KAWAI, A. K., BARROS, R. P., "Sistema Automatizado de Transcrição de Textos Escritos no Sistema Braille para Textos Escritos no Sistema Óptico em Língua Portuguesa", *Anais do IX Workshop sobre Informática na Escola – WIE 2003 e do XXXIII Congresso Brasileiro da Sociedade Brasileira de Computação*, vol. 5, pp. 485-495, UNICAMP, 2 a 8 de agosto, 2003. ISBN: 85-88442-60-4.

STUDY OF THE CARDIAC APEX ACTIVATION BY MEANS OF MAGNETIC FIELD MEASUREMENTS

E. Costa Monteiro*, C. Hall Barbosa**, M. Eiselt ***,
F. Gießler ****, L. Flemming ****, J. Haueisen ****

* PUC-Rio/Programa de Pós-Graduação em Metrologia, Rio de Janeiro, Brazil
** PUC-Rio/Departamento de Engenharia Elétrica, Rio de Janeiro, Brazil
*** Friedrich-Schiller University/Institute of Pathophysiology, Jena, Germany
**** Friedrich-Schiller University/Biomagnetic Center, Jena, Germany

e-mail: beth@metrologia.ctc.puc-rio.br

Abstract: This work presents magnetic and electric field measurements performed with isolated rabbit hearts at the apex region, which presents a complex configuration of muscle fibres that spiral around a central vortex. The propagation of the electrical activation in this region is more easily identified by magnetic detection means as compared to electrical means. The hearts were positioned upside-down with the SQUID system facing the cardiac apex region. The results has shown a single pole configuration in the magnetic contour plots characterizing circular dipole sources due to spiralling of the electrical activation in the apex of the heart.
***Keywords*: Biomagnetism, Cardiac Apex, SQUID, Multichannel, Cardiac Electrical Propagation**

Introduction

The propagation of electrical activity in the apex region of the heart has long been of interest for biomagnetic measurements. Such interest is due to its peculiar fibre structure geometry, in which a complex configuration of muscle fibres spirals around a central vortex [1].

In principle, the magnetic field generated by the electrical propagation in the apex region can give a contribution to the question whether biomagnetic measurements might provide information that is not obtainable through bioelectric potential measurements [2].

That is, the propagation of the electrical activation in the apex region may be more easily identified by magnetic detection means as compared to electrical measurements, since the geometry clearly produces a curl (generating the magnetic field) but no divergence (the origin of the electric potential).

The present work presents preliminary results regarding an experimental study of the magnetic field generated by the cardiac apex tissue. We report magnetic field and electric potential measurements in the apex region of isolated rabbit hearts.

Materials and Methods

The isolated rabbit hearts were positioned upside-down inside a non-magnetic receptacle, containing a nutrient tyrode solution bubbled with carbogen (95% O_2, 5% CO_2). The apex tip was pointed towards the magnetic field sensor coils and close to the surface of the nutrient solution. The temperature of the system was maintained at 37° C [3].

The magnetic field measurements were made inside a magnetically shielded room, with a 16-channel system (1st order asymmetric gradiometers, 6.7 mm pick-up coil diameter, 30 mm baseline) distributed in an area of 3.2 x 3.2 cm^2 [4]. The sample was shifted over nine adjacent positions in a 3 x 3 square grid, yielding a total of 144 measurement positions, with an area of 9 x 9 cm^2.

Simultaneous electric potential measurements were performed by a 4 x 4 grid of silver electrodes placed at the tip of the cardiac apex (1 mm between electrodes), and later used to synchronise the magnetic signals. A coherent average was then calculated for each measurement position, using the electrical signal as time reference [3].

Results

Figure 1 shows the normalized energy of the magnetic fields and electrical potentials over time, considering the signal detected by all 144 measurement magnetic and 16 electric positions. This energy has been calculated by summing the squared value of the magnetic fields and electric potentials detected at each time instant.

The measurable magnetic field was observed during the 40 ms of the apex activation initial phase (260 ms to 300 ms), with the magnetic field intensity reaching a peak and then decreasing.

During this period the electric potential measurements detected the beginning of the activity at the same instant as the magnetic sensors, and the electrical signal reached its peak at the same instant as the magnetic signal (approximately 272 ms).

This first peak is due to the electrical activation reaching the apex of the heart, thus getting closer to both the electrodes and the SQUID sensors. Later on, there is a second peak in the electrical signal, probably corresponding to apex repolarization.

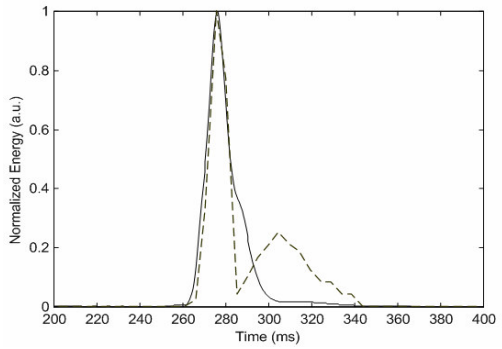


Figure 1: Normalised energy of the magnetic fields (solid) and electrical potentials (dashed) over time.

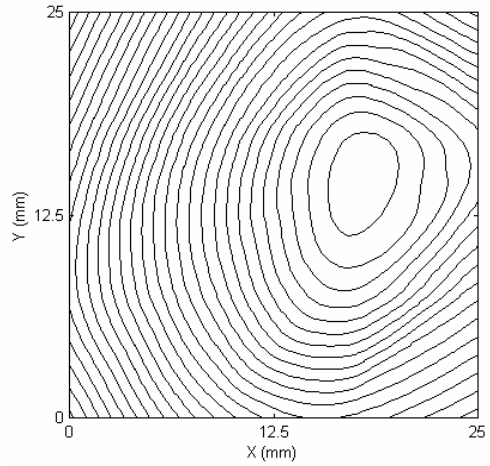


Figure 2: Magnetic field contour plot for the instant of maximum magnetic field energy, considering only the central grid (16 measurement positions).

Contour plots were then built for the instant of maximum magnetic field energy (272 ms), initially considering only the central measurement grid (16 measurement positions), as shown in figure 2. This central grid exhibits a clearly monopolar field pattern.

Then, all 144 positions were used to build a larger contour plot, after aligning the magnetic signals based on the electrical signal, as shown in Figure 3.

Figure 3 and 4 confirm a mainly monopolar field pattern with a weak negativity in the lower right corner. In all contour plots herein presented, the heart is upside down, with its apex centered on the grid, its right ventricle corresponding to the right side of the grid.

Figure 4 shows the sequence of magnetic field contour plots as a function of time, taking into account the magnetic field detected by all 144 measurement positions over the isolated heart sample.

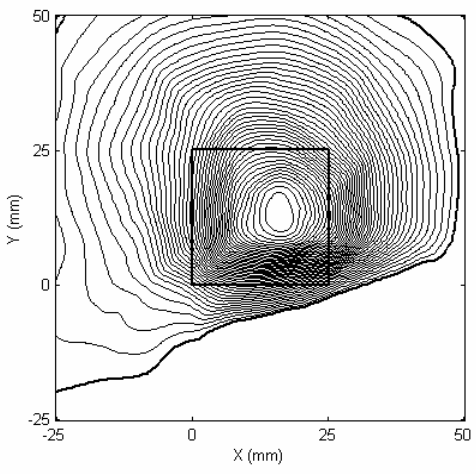


Figure 3: Magnetic field contour plot for the instant of maximum magnetic field energy, considering all 144 measurement positions.

A preponderant monopolar magnetic field pattern is observed in the contour plots of fig. 4 during the majority of the activation period. This pattern corresponds to an magnetic dipole pointing towards the sensor coils.

When the monopolar magnetic field pattern arises, already at the first instants in time of the magnetic recording, it is positioned closer to the right ventricle projection on the grid. Later, it shifts towards the center of the grid (that corresponds to the projection of the apex tip).

Discussion

The magnetic field was initially detected at the same instant in time as the silver electrodes positioned at the apex surface detected the electrical activation. This indicates that the magnetic field is detectable only when the activity reaches the apex region within this setup.

This behaviour can be explained by the his bundle activation, a large set of purkinje fibres that brought the electrical activation to the apex region. As the heart is positioned upside-down, with its axis concentric with the magnetic sensor grid, the his bundle can be considered a vertical straight conductor. Thus, no magnetic field is generated before the activation reaches the apex region, what explains the negligible magnetic field at the earlier stages of the whole heart activation.

Considering now the conduction anisotropy of the heart tissue, equivalent electrical dipoles are oriented at an angle with respect to the direction of propagation. The conductivity tensors have their main axis parallel to the local fiber direction. Since the apex fibers geometry presents a spiral or helical structure, the electrical dipoles producing this magnetic field should follow this rotating pattern.

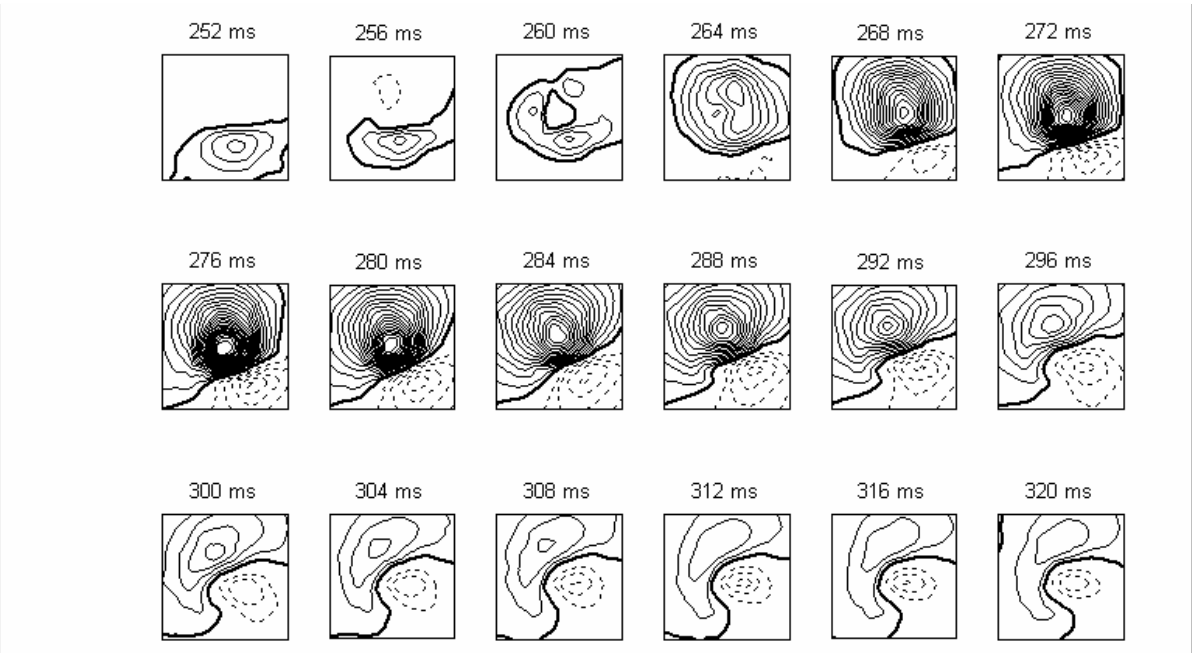


Fig. 4: Magnetic field contour plots for the instants corresponding to the highest magnetic field energy levels, considering all 144 measurement positions. Solid lines correspond to positive magnetic field, and dashed lines to negative field.

This agrees with the single pole configuration observed in the magnetic contour plots, as shown in figs. 2, 3 and 4, which is probably due to the spiraling of the electrical activation that approaches the apex.

The results can also be interpreted taking into account the bidomain model [6]. According to a previous theoretical work [2] a magnetic monopolar configuration was indeed expected for the propagation along the spiral fiber orientation of the heart apex.

The theoretical results show a biphasic signal, with its maximum amplitude at the center of the spiraling pattern and a second phase that is much smaller in amplitude than the first.

Our results agree with these theoretical studies since we obtained a high amplitude single pole located over the apex tip, which corresponds to the center of the rotating fiber orientation, and a weak negative signal is observed in a peripheral area, far from the apex center.

The lack of cylindrical symmetry of the weak negative phase of the magnetic signal in our experimental results can be explained by a small tilt of the heart axis in relation to the magnetic sensor axis.

In conclusion, the results have shown that the normal magnetic field detected from the heart apex, with the heart positioned upside-down and with its axis centered on the sensor coils axis, is detectable only when the electrical impulse reaches the apex region.

Subsequently, the magnetic field maps show that the activation tensor might spiral and travel towards the apex tip, and then away from it, in accordance with the underlying anatomy [1].

References

[1] Thomas CE. The muscular architecture of the ventricles of hog and dog hearts. *Am. J. Anat.* 101:17-57, 1957

[2] Roth BJ, Guo WQ, Wikswo JP. The effects of spiral anisotropy on the electric potential and the magnetic field at the apex of the heart. Mathematical , *Biosciences*, 88:191-221, 1988.

[3] Costa Monteiro E, Hall Barbosa C, Andrade Lima E, Ornelas PH, Cavancalti EG, Santos SF, Costa Ribeiro P. Application of a Single-channel SQUID Magnetometer for Non-Invasive Study of Cardiac Tachyarrhythmias Mechanisms. *Physica C*, 354:83-86, 2001.

[4] Nowak, H., Gießler,F., Huonker, R., Haueisen, J., Röther, J., Eiselt, M.. A 16-channel SQUID-device for biomagnetic investigations of small objects. *Medical Engineering & Physics*, 21: 563-568, 1999

[5] Costa Monteiro E, Eiselt M, Giessler F, Haueisen J, Hall Barbosa C, Andrade Lima E. Animal Experimentation Study of Atrial Activity Propagation Using a Multi-channel SQUID System. *Biomedizinische Technik: Biomedical Engineering* 2001, 46:70-72.

[6] Wikswo JP, Tissue Anisotropy, the Cardiac Bidomain and the Virtual Cathode Effect, in Zipes DP, Jalife J (Eds.) *Cardiac Electrophysiology: From Cell to Bedside*, 2nd, W.B. Saunders, Orlando, 1994.

ESTUDO DA IMPEDÂNCIA MECÂNICA DO SISTEMA RESPIRATÓRIO COM A TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS EM CRIANÇAS ASMÁTICAS

SILVA JÚNIOR, Walderi Monteiro *, SILVA, José Félicio**

* UFPB/UNIT/NETEB/FISIOTERAPIA, JOÃO PESSOA,BRASIL
** UFPB/NETEB, JOÃO PESSOA,BRASIL

e-mail: walderimonteiro@pop.com.br

Abstract: The present work is resulted of the accomplished study about the Breath System Impedance through the Forced Oscillations Technique (FOT) in asthmatic children. The children were divided in two groups A and B, being A group formed by children without pulmonary pathology and B group, by Asthma bears in intercrisis. The children were selectioned through an evaluation chip. The instrument to the information collect of the pulmonary function is accomplished through the FOT equipment. The frequency band varied from 04 to 20 Hz. The resistances in five analyzed children without pulmonary pathologies were a medial of R= 4,5+/-0,375hPa/L/s, in four asthmatics children intercrisis were a medial of 5,9 +/- 0,6hPa/L/s. This search shows the FOT sensibility to identify little differences of breath system resistance.

***Palavras Chaves*: Forced Oscillations Technique, asthmatic, Impedance through.**

Introdução

A asma é uma desordem inflamatória crônica das vias aéreas, nas quais muitas células assumem a função de defesa, incluindo mastócitos e eosinófilos e caracterizando-se por contração espástica dos bronquíolos, o que acarreta uma respiração extremamente difícil, alterando a mecânica pulmonar, aumentando a resistência ao fluxo aéreo e diminuindo a complacência. Tem como sintomas mais comuns, durante as crises, tórax rígido, episódios de tosse, respiração forçada, com sensação de aperto no tórax e dispnéia, comumente associados à hiperinsuflação, porém com obstrução variável do fluxo aéreo [1,2].

A classificação de Floyer consiste em asma extrínseca e intrínseca, até os avanços verificados, atualmente, sobre patologia, imunologia e farmacologia. Com isso, entende-se que, embora o conhecimento sobre a asma tenha evoluído ao longo da história, ainda existem muitos estudos a serem realizados [3].

Apesar de todos os esforços empreendidos, há dificuldade de avaliação quantitativa da função pulmonar no paciente asmático, especialmente em crianças, tendo em vista que os métodos de espirometria e plestimografia e a medida do pico de fluxo expiratório requerem manobras e esforços por parte do paciente, exigindo deste sua cooperação e treinamento prévio para as realizações dos mesmos.

A Técnica de Oscilações Forçadas (TOF) consiste na aplicação de variações de pressões senoidais ao sistema respiratório, através de um gerador externo, que induzem variações de fluxo gasoso cuja amplitude e fase depende das propriedades mecânicas do sistema respiratório, podendo ser utilizadas na exploração funcional pulmonar e, principalmente, em aplicações clínicas, em indivíduos com doenças respiratórias obstrutivas e restritivas. As medidas utilizando a TOF não requerem, praticamente, cooperação por parte do paciente, já que são realizadas durante a respiração espontânea sendo, portanto, aplicáveis com sucesso em crianças asmáticas.

Essa técnica não é nova, foi proposta por Dubois em 1956 apud Pelin, 1984 [4]. Contudo apenas nos anos 90 que ascendeu no cenário científico mundial. Tornando-se, hoje, aplicável devido aos avanços da informática e microeletrônica que imprimiram maior segurança na aplicação da técnica.

O presente trabalho buscou dar respostas às inquietações referentes ao tema, tais como: 1) estudar a TOF como recurso de avaliação e acompanhamento do tratamento, desvendando suas características e a aplicabilidade em crianças asmáticas; 2) analisar a mecânica ventilatória dessas crianças no período de intercrise, determinando a complacência e a resistência pulmonar com a Técnica de Oscilações Forçadas e correlacionando dados da função pulmonar de crianças não-portadoras de patologias pulmonares com os de crianças asmáticas em intercrise.

Materiais e Métodos

Este estudo utilizou o equipamento de Técnica de Oscilações Forçadas, desenvolvido no Laboratório de Mecânica Pulmonar (LAMEP)–UFPB, que consta dos seguintes componentes:

GERADOR DE PRESSÃO – foi fabricado com alto-falante, vedado em uma caixa de acrílico, onde o

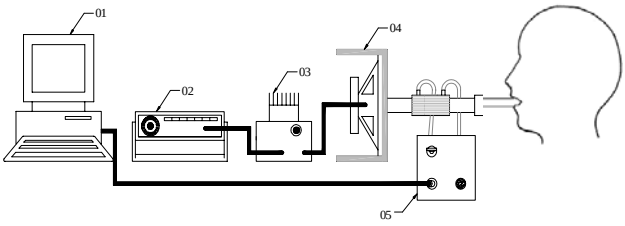
compartimento de trás encontra-se aberto e, na frente, encontra-se um orifício para a saída do fluxo. Como elemento gerador de pressão, foi utilizado um alto-falante da marca NOVIK, com 8 cm de diâmetro, 8 ohms e 100 watts de potência. Nele são aplicados sinais senoidais, provenientes de um gerador de funções da marca TEKTRONICS, sendo amplificados por um amplificador, implememtado com CI amplificador de potência PA51A. Os sinais variam em uma faixa de 2 a 45 Hz, com uma amplitude de 4 volts pico a pico. O sinal é observado com auxílio de um osciloscópio da marca KIKUSUI, modelo 5150.

PNEUMOTACÓGRAFO – é acoplado ao orifício da caixa do gerador, sendo do tipo de Fleich n° 2 que mede a vazão volumétrica do ar. A diferença de fluxo dos dois lados da malha provoca uma diferença de pressão foi medida por um transdutor de pressão que, neste caso, é um CELESCO, modelo LCVR, com capacidades de medir pressões entre 0-2 cmH_20.

SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAL DOS TRANDUTORES DE PRESSÃO E FLUXO – para este usa-se a placa QUATEK 601, sendo pressão e fluxo obtidos através de software. Foi desenvolvido no LAMEP, denominado FORCED. A aquisição é realizada através do programa LABVIEW 5.1, o qual faz a conversão para que seja lido pelo MATLAB 5.3. essa conversão permite que os dados sejam, finalmente, tratados e analisados. Para tanto, utiliza-se microcomputador PC DUROM de 500 MHz com 32 Mb de memória.

A Figura 01 mostra em blocos a montagem utilizada para a realização das medidas. Cada componente está numerado, didaticamente, onde 01 é o microcomputador; 02, gerador de sinal; 03, amplificador; 04, gerador de pressão; 05, sistema de medida de fluxo e pressão.

Figura 01: Gerador de Pressão e Esquema de Medida de Pressão e Fluxo.



Os testes clínicos foram realizados no setor de pneumologia do LAMEP, tendo como amostra 10 crianças, variando a faixa etária de seis a doze anos de idade, sendo essas não-atletas. As crianças foram divididas em dois grupos A e B, sendo o grupo A formado pelos não-portadores de patologia pulmonar e o B, pelos portadores de Asma brônquica em intercrise.

As crianças foram selecionadas através de uma ficha de avaliação que consta de identificação, anamnese, HDA (História da Doença Atual), exame físico, ausculta pulmonar e de questionário da qualidade de vida relacionada a atividades de vida diária.

O instrumento para coleta dos dados da função pulmonar fez-se através do aparelho de Técnica de Oscilações Forçadas, desenvolvido pelo LAMEP-UFPB, sendo feita a calibração do mesmo. A faixa de freqüência variou de 4 a 20 Hz e esta escolha segue as recomendações do workshop realizado na Bélgica (1991) que teve como objetivo estabelecer padrões para a determinação da impedância de entrada do sistema respiratório.

O procedimento para efetuar a medida da função pulmonar através da TOF: Após a entrevista, foi solicitada à criança que ficasse em repouso por cinco minutos, sendo explicado todo o procedimento da técnica e fazendo demonstração da mesma.

No momento do experimento, a criança ficou posicionada sentada à frente do aparelho, com joelhos e quadris em ângulo de 90°, pés apoiados no chão, coluna ereta, cabeça em posição neutra e com a boca na mesma altura do bocal do equipamento. Esse foi encaixado na boca da seguinte forma: abertura da boca, colocação do bocal na boca. A fixação ocorreu através da mordida do mesmo e sua base de apoio ficou entre os lábios e a boca. As narinas foram ocluídas por um clipe, evitando, assim, a passagem de fluxo pelo nariz. As bochechas ficaram fixadas pelas mãos da criança, evitando sua vibração durante a técnica. Foi explicado à criança para, durante a medida não deglutir, mexer com a língua, falar ou soprar no aparelho.

Após o posicionamento descrito acima, o pesquisador solicitou que a criança respirasse, espontaneamente, pela boca, com seu ritmo normal da respiração, efetuando a medida através da TOF. Esse procedimento repetiu-se por cinco vezes, fazendo um total de cinco medidas, cada uma com duração de 17 segundos, obtendo a média, com resultado final, no mesmo dia.

Resultados e Discussão

Nesse estudo tomando com base a amostra estudada, não houve correlação entre as variáveis altura X peso com as medidas de circunferência do gradil costal, por não haver nenhuma correlação nas crianças estudadas, como também com a mobilidade do gradil costal. Nesta mobilidade não houve alteração significativa dentro dos dois grupos e entre eles, tendo em vista os desvios padrões e as médias.

Esperava-se que houvesse diferença na mobilidade entre os pontos de referência no grupo asmático por este ter geralmente uma respiração mais apical [5]. Nesse estudo, não foram encontradas diferenças devido às crianças serem portadoras de asma moderada, com pouco tempo de diagnostico (em média 3,5 anos) o que não justifica que tenham asma apenas referente a esse tempo, mas são crianças com faixa etária em que as estruturas são bastante cartilaginosas e flexíveis e as deformidades ainda não estão instaladas.

No histórico da doença, três pacientes apresentam outras patologias alérgicas como renite, sinusite.As sintomatologias dos asmáticos foram chiado, tosse e cansaço, estando condizentes com a literatura, com indicativo de asma [6]. Refere-se quanto às manifestações clínicas, sendo que a asma é a causa mais comum de episódios recorrentes de tosse, sibilos e dispnéia em crianças e adultos, LLOYD corrobora relatando que as crianças com sintomas ocasionais ofegantes que são ativados por infecções de vias área respiratórias superiores, crianças com falta de respiração diária, tossindo, e restrição em atividades e as crianças com tossir ocasional à noite [7,8].

Os agentes irritantes, como fumaça, poeira, cheiros fortes, mudanças climáticas e pânico são fatores que desencadeiam crises, corroborando com os achados da literatura.

Nos fatores de alívio, demonstraram a dependência ao medicamento, pois todos os pacientes recorem primeiro aos medicamentos.

Os pacientes também responderam a perguntas sobre a qualidade de vida. Todos afirmativaram: sentirem-se melhores nos últimos 12 meses, que estudam mal quando estão em crise, que evitam exposição aos agentes desencadeantes e que ficam ansiosos quando estão entrando em crise, dormindo mal quando estão em crise, interferindo no desempenho escolar, além de setirem-se limitados aos locais que gostariam de ir, mas não vão afetando a vida dos familiares.

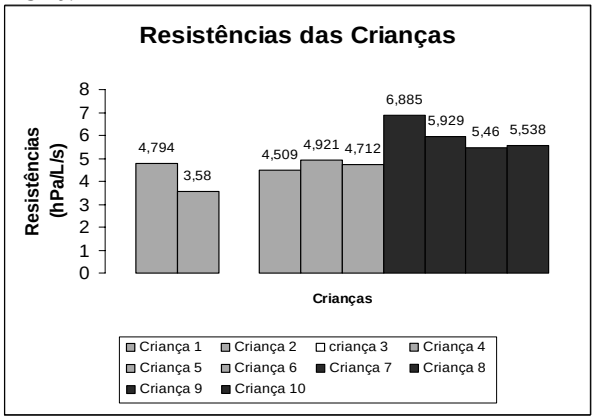
Com releção aos testes clínicos em Crianças não Portadoras de Patologias Pulmonares e Crianças Asmáticas, observou-se que as crianças menores tinham um certa dificuldade para realizar o exame, ocasionando ruído na aquisição do sinal, mas,com pouco treino, adaptavam-se ao teste. Das dez crianças, apenas uma não se adaptou e seus dados não foram computados em face de serem colhidos com muito ruído. Provavelmente, essa criança fez deglutição durante a aquisição, fechando e abrindo a glote, alterando a resistência e criando ruídos ao sistema.

A Técnica de Oscilações Forçadas é bastante simples de executar, mas alguns cuidados devem ser tomados na realização do exame com pacientes, tais como:

- Posicionar a cabeça em relação ao corpo, pois a cabeça, estando projetada para frente ou retificada, aumentando a lordose cervical ou aplainando-a, altera a estabilização da traquéia, fazendo-a vibrar com a excitação em freqüência pelo aparelho, alterando a ressonância do sistema e a qualidade do sinal adquirido;
- Não deglutir no momento da realização da técnica, devido ao fechamento da glote, alterando a resistência das vias aéreas no momento da aquisição do sinal. Além disso, o paciente deve ficar com a língua dentro e parada na base da boca; posicionar o corpo de forma ereta, para favorecer a biomecânica respiratória; deixar as crianças respirando uns vinte segundos no aparelho para adaptar-se à respiração bucal e à excitação do sistema, sendo que cada medida dura em torno de 30 segundos.

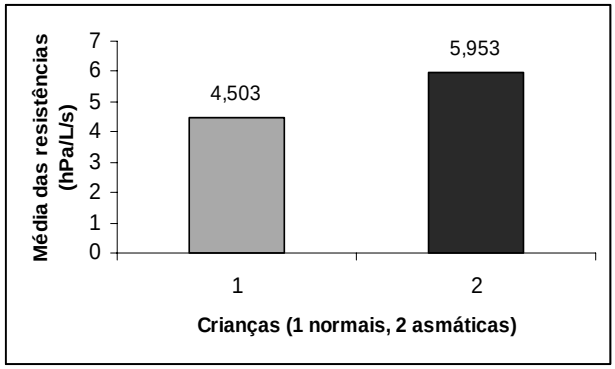
O Gráfico 01 representa as médias das resistências das crianças não-portadoras de patologias pulmonares onde são as crianças 1,2,3,4,5 e 6 em cinza, com os valores de suas resistências, e de portadoras de asma (crianças 7,8,9 e 10) em preto. O Gráfico 02 registra uma comparação entre a média das resistências das crianças não-portadoras de patologias pulmonares e das portadoras de asma.

Gráfico 01: Resistência Média das Crianças Não-Portadoras de Doença Pulmonar e das Portadoras de Asma.



No gráfico 02 apresenta os resultados da média das resistência das crianças não portadoras de asma e das portadoras de asma

Gráfico 02: Comparação entre a Média da Resistência das Crianças Não-portadoras de Patologias Pulmonares e das Portadoras de Asma.



Os resultados das resistências em 5 crianças não-portadoras de patologias pulmonares apresentaram uma média de R= 4,5hPa/l/s com DP 0,375hPa/l/s sendo que esse resultado é superior ao expresso na literatura para pessoas normais; encontram-se Duviver (1990) e Malmberg (2002); respectivamente R= 2,48 e 1,87hPa/l/s [9,10]. Essas diferenças na resistência sejam porque os estudos destes autores foram realizados em adultos que possuem brônquios com calibres maiores, diminuindo a resistência à passagem do fluxo, como

também o tamanho corporal. Outro parâmetro a ser analisado é que a média apresentada nesta pesquisa foi tirada de cinco medidas para cada criança com a freqüência variando no momento da aquisição, enquanto esses autores pesquisaram com freqüência fixa, mesmo quando utilizaram mais de uma freqüência de excitação no sistema respiratório.

Nesta pesquisa, o valor médio das resistências analisadas através da TOF em 4 crianças asmáticas em intercrise (R=5,953hPa/l/s e DP 0,654hPa/l/s) corrobora com autores da literatura que usaram uma quantidade maior de pacientes asmáticos, tais como: Bisgaard (1995) 0,59+/-0,14; Lebeque (1997) R= 6,6+/-1,7 hPa/l/s; Tomalak (2000) R= 5,75+/-1,89 hpas/l/s; Chalut (200) R= 5,8 hPa/l/s;e Kim CW (2001) ,R= 5,5hPa/l/s [11,12,13,14,15].

Resolveu-se, neste estudo, dar ênfase à parte real (resistência) nas crianças, visto que a parte imaginária demonstrou um comportamento onde a freqüência de ressonância seria maior do que a freqüência de 20Hz de excitação do sistema respiratório pela TOF, pré-definida para esta pesquisa.

Conclusão

O aparelho de Técnica de Oscilações Forçadas, construído no LAMEP, demonstrou-se capaz de avaliar a resistência em crianças não-portadoras de asma e nas portadoras de asma em intercrise, o que nos leva a concluir que nesta amostra de 10 crianças, sendo 4 asmáticas assintomáticas, sem alterações da mobilidade do gradil costal durante a inspiração/expiração, sua resistência pulmonar é maior que as não-portadoras de patologia pulmonar, podendo esta resultar em alterações na biomecânica respiratória, pelo uso, biomecanicamente alterado, da musculatura responsável pela respiração. Esses dados também alertam para a necessidade de programas terapêuticos contínuos nos asmáticos. Esta pesquisa mostra a sensibilidade da TOF em identificar pequenas alterações de resistência do sistema respiratório.

Agradecimento

A CAPES pelo suporte financeiro.

Referências Bibliográficas

[1] GUYTON, A C. **Tratado de Fisiologia Médica**. 8. ed. Trad. Charles Alfred Esbérard et al, Rio de Janeiro: Guanabara, 1989.

[2] BETHLEM, N. **Pneumologia**. 3. ed. Rio de Janeiro - São Paulo: Atheneu, 1984.

[3] PESLIN R. et al. In:**Phase refection requisements for measuring respiratory input impedance**. J. appl. Physiol, vol. 56, nº 3, p. 804-809, 1984.

[5] FERRARI, F. et al. **Biofeeback na Atividadde dos Músculos Acessórios da Inspiração Antes e após Alongamento Estático em Crianças Asmáticas -** Revista Brasileira de Fisioterapia v.4: 34, 2000.

[6] PENÃ, E.N.M; LÓPEZ, P.G; HUERTA, L.J.G. **Calendarización de síntomas agudos de asma crónica y su correlación con aeroalergenos**. *Alergia e Inmunol Pediatr* 1998; 7(2): 60-66.

[7] LLOYD N. Werk. **Beliefs About Diagnosing Asthma in Young Children. Pediatrics.** March de 2000.

[8] SCANLAN, C. L. et al. **Fundamentos de terapia respiratória de EGAN**. 7. ed. São Paulo: Manole, 2000.

[9] DUVIVER, C.; PESLIN,R.;WENDLING, F.;et al. **Mésure de I'impedance thoraco-pulmonaire par oscillation forcées: presentation d'un appareil**. Innovation et Technologie et Medicine. 1990.vol.11;n 4;381-399

[10] MALMBERG L.P; PELKONEN, A; POUSSA, T; POHIANPALO, A; HAAHTELA, T; TURPEINEN, M. **Determinants of respiratory system input impedance and bronchodilator response in healthy Finnish preschool children.**Clin Physiol Funct Imaging. 2002 Jan;22(1):64-71.

[11]BISGAARD, H. et al. **Lung function measurement in awake young children**. Eur Respir J, vol 8, p.2067-2075,1995.

[12]LEBECQUEe P; STANESCU, D. **Respiratory resistance by the forced oscillation technique in asthmatic children and cystic fibrosis patients.** Eur Respir J 1997; 10:891-895

[13]TOMALAK W. et al. Diurnal variations of respiratory system resistance and compliance derived from input impedance in asthmatic children. NETHERLANDS Respir Physiol; 123(1-2):101-8, 2000 Oct.

[14] CHALUT, D. S; DUCHARME, F M; DAVIS G M. **The Preschool Respiratory Assessment Measure (PRAM): a responsive index of acute asthma severity**. United States, J Pediatr; 137(6):762-8, 2000 Dec.

[15] KIM,C. W et al. **Clinical Applications of fForced Oscillation Techniques (FOT) in patients with Bronquial Asthma**. Korean J Interm Med;16(2):80-6;JUN de 2001.

DETERMINAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO REVELADOR NA FORMAÇÃO DA DENSIDADE ÓPTICA ATRAVÉS DE SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

R. L. Vitório*, M.A S. Bissaco*, R. Tondo*

*Universidade de Mogi das Cruzes, Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Brasil, Mogi das Cruzes, Brasil

ronaldoluizvitorio@ig.com.br

Abstract: In this work we present a computer model that predicts the effect of radiographic film developing process on optical density formation. This model has been developed by introducing parameters that represent the effect of the conditions of film developing in optical density's equation, which had been established as a function of the exposure technique and physical characteristics of radiological imaging system. These parameters have been determined from experimental measures. The results showed a good agreement between the optical densities measured and simulated for several conditions of film processing.

Palavras chaves: **Simulação Computacional, Processamento do filme, Densidade óptica, raios X.**

Introdução

A monitoração da performance da processadora automática é essencial nos serviços radiológicos, pois mesmo que a imagem tenha sido obtida com a melhor condição de exposição e a melhor combinação écran-filme, um processamento deficiente pode resultar em uma péssima qualidade da imagem, o que implica na repetição do exame, gastando tempo e dinheiro e aumentando a dose absorvida no paciente.

Alterações nas condições de processamento do filme radiográfico produzem alterações no "fog", na densidade, na velocidade e no contraste [1]-[6], isto é, na curva H&D. A fórmula química das soluções usadas, seu estado (nova, reforçada, esgotada, oxidada ou contaminada), suas temperaturas, a maneira com a qual elas são agitadas, o tempo de imersão do filme em cada uma das soluções e as condições de lavagem e de secagem contribuem para alterar a velocidade e a aparência do filme. Um defeito isolado em um destes parâmetros pode ser momentaneamente compensado modificando um outro na cadeia de produção da imagem. Isto pode solucionar o problema, resultando numa imagem radiográfica aceitável. Por exemplo, se a imagem radiográfica ficou muito escura ou muito clara é possível modificar a técnica de exposição para obter uma imagem "melhor". Porém, tal procedimento pode também desestabilizar todo o processo, além de implicar na repetição do exame e no aumento da dose absorvida pelo paciente.

A influência das condições de processamento do filme sobre a densidade óptica foi bastante investigada experimentalmente [1]-[7], mas nunca simulada. Assim sendo, este trabalho visa o desenvolvimento de um modelo computacional capaz de prever a influência do tempo e da temperatura do revelador.

Materiais e Métodos

O modelo foi desenvolvido utilizando a linguagem de programação Delphi 3.0, que apresenta uma abordagem baseada em formulários e orientada a objetos, possibilitando a criação de uma interface amigável de fácil interação com o usuário.

A densidade óptica do filme com emulsão única é determinada por

$$DO_S = DO_{\max} \cdot \left[1 - \sum_{m=0}^{n-1} \frac{(\omega \cdot L)^m e^{-\omega \cdot L}}{m!} \right] \qquad (1)$$

onde DO_{max} é a densidade máxima que pode ser obtida na emulsão, ω é um fator que engloba todos os parâmetros desconhecidos do filme e é deduzido a partir da curva H&D dada pelo fabricante em [4], m é o centro da imagem latente, n é o número de centros de imagem latente necessários para tornar o grão haleto de prata revelável (sendo igual a 2 para fótons de luz [8]) e L é o fluxo de fótons de luz absorvidos pela emulsão expresso por

$$L = \sum_{E=1}^{kVp} \sum_{\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} 0{,}5 \cdot I_t(E) \cdot \eta \cdot \varepsilon \cdot \frac{E}{12{,}4/\lambda} \cdot \gamma \cdot \partial \qquad (2)$$

onde η é a capacidade de absorção do fósforo, ε é a eficiência de conversão dos fótons de raios X em fótons de luz, ∂ e γ são respectivamente a sensibilidade do filme e a eficiência de emissão do écran para o comprimento de onda λ da luz gerada, λ_{min} e λ_{max} são respectivamente os comprimentos de onda onde começa e termina o espectro de emissão do écran, 0,5 é o percentual de fótons de luz que escapam do écran indo em direção ao filme e $I(E)$ é padrão de raios X usado na rotina diagnóstica calculado como apresentado em trabalho anterior [8]-[9]. Os valores destes parâmetros

foram encontrados na literatura e catálogos de fabricantes.

A influência do tempo e temperatura de revelação foi equacionada a partir de investigação experimental do efeito de cada um dos parâmetros. Essa influência foi introduzida na equação (1) substituindo ω por ω', que é expresso por

$$\omega' = \omega \ . \ (TpR \ . \ TtR) \tag{3}$$

onde *TpR* e *TtR* são respectivamente a influência do tempo e da temperatura do revelador.

A função Botzman expressa na equação (4), é a função que melhor ajusta as variações das densidades ópticas medidas devidas ao tempo ou à temperatura do revelador.

$$y_B = \frac{A_1 - A_2}{1 + e^{(x - x_0)/dx}} + A_2 \tag{4}$$

Assim sendo, os parâmetros *TpR* e *TtR* foram calculados empregando a expressão

$$y = y_B / y_{BR} \tag{5}$$

onde os valores de y_{BR} e y_B são obtidos usando (4), e os valores dos parâmetros A_1, A_2, x, $x0$ e dx, como mostrado na Tabela I, sendo que para y_{BR}, x é igual a $x0$, e para y_B, x é igual ao valor digitado pelo usuário.

Tabela 1: relação entre os parâmetros da função Botzman (FB) e o tempo e temperatura do revelador.

Parâmetro	**FB**	***Descrição***	***Valor***
TtR	A_1	Temperatura máxima	40 °C
	A_2	Temperatura mínima	20 °C
	x	Temperatura utilizada	Varia
	$x0$	Temperatura recomendada pelo fabricante	33,5°C
	dx	Constante	0,15
TpR	A_1	Tempo máximo	20s
	A_2	Tempo mínimo	180s
	x	Tempo utilizado	Varia
	$x0$	Tempo recomendado pelo fabricante	50s
	dx	Constante	0,39

Os valores dos parâmetros A_1, A_2, x, $x0$ e dx na Tabela 1, foram atribuídos após a realização de várias simulações empregando as equações e a posterior comparação das densidades ópticas simuladas com as obtidas experimentalmente.

A processadora automática tem apenas um botão para controlar o tempo total de processamento do filme, que engloba revelação, fixação, lavagem e secagem. Assim sendo, o tempo de revelação (x) é expresso por

$$x = T_p P \ . \ 60 \ . \ k \tag{6}$$

onde T_pP é o tempo de processamento total em minutos e k é o percentual referente ao tempo de revelação em relação ao tempo total de processamento do filme. O tempo de revelação foi cronometrado para diferentes valores de T_pP e, em seguida, o valor de k foi calculado. (2)

Quando o usuário digitar o tempo total na interface, a Equação (6) é executada e o valor de x é atualizado.

Para exemplificar o funcionamento da simulação, foram utilizados: combinação écran-filme Kodak Min-R/Kodak Min-R M (E1/F1); processadora automática Macrotec MX-2; químicos Kodak; aparelho de raios X com filtração adicional de 0,03mm Mo, janela do tubo de 0,08mm Be, anodo de Molibdênio com 17° de inclinação; distância foco-filme de 55cm; 22kVp; 4mAs; e kit para controle de qualidade da processadora da Inovision, modelo 18-290.

O densitômetro que compõe o kit, modelo 07-443 NAD, lê densidades ópticas numa faixa de 0,0 a 4,0 com precisão de 0,5% do fundo de escala e reprodutibilidade de ±0,01.

Os químicos foram preparados e manipulados conforme recomendações do fabricante.

Os procedimentos executados foram: (i) variação da temperatura de 20 a 40°C, mantendo os demais parâmetros constantes; e (ii) variação do tempo de 1,3 a 5,54 minutos, mantendo os demais parâmetros constantes.

A divergência entre os valores de densidade óptica medidos e simulados é expressa por

$$Desvio = (DO_m - DO_s) / DO_m \tag{7}$$

Resultados

As Figuras 1 e 2 apresentam dados simulados da influência da temperatura do revelador e do tempo de processamento do filme sobre a curva H&D da combinação écran filme E1/F1 para 22kVp e corrente de 4 a 120mAs.

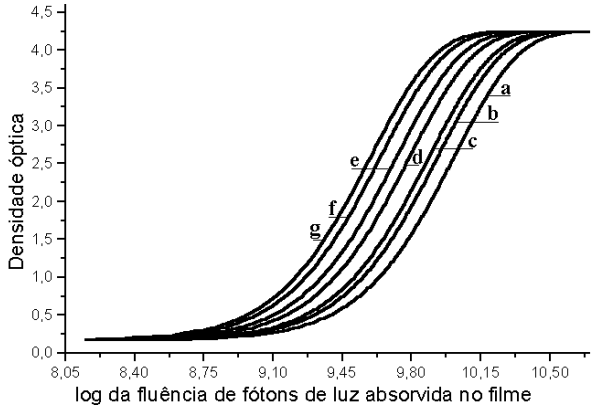


Figura 1: Curvas H&D simuladas com tempo de processamento do filme igual a 2,4min, variando a temperatura do revelador em ^{o}C: (a) 20; (b) 25; (c) 28; (d) 30; (e) 31; (f) 32,5; e (g) 35.

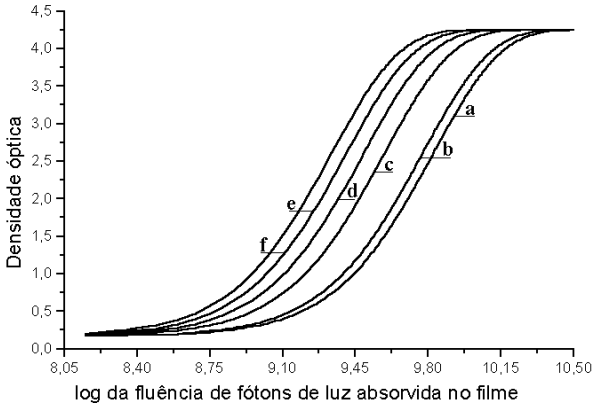


Figura 2: Curvas H&D simuladas mantendo a temperatura do revelador igual a 33°C e variando o tempo de processamento do filme em minutos: (a) 1,3; (b) 1,48; (c) 2,4; (d) 3,24; (e) 4,3; e (f) 5,54.

Para validar a simulação, foram comparadas as densidades ópticas simuladas (DO_s) com aquelas obtidas experimentalmente (DO_m), considerando os mesmos parâmetros e a variação da temperatura e do tempo de revelação.

As Tabelas 2 e 3 apresentam algumas densidades ópticas medidas e simuladas com as influências da temperatura e do tempo de revelação do filme e a divergência entre elas

Tabela 2: Densidades ópticas medidas e simuladas para a combinação E1/F1 e variação na temperatura do revelador.

Temperatura (^{o}C)	**Densidade Óptica**		**Desvio Nominal**
	DO_m ($\pm 0,02$)	DO_s	$\left(\pm\frac{0,02}{DO_s} \cdot 100\right)$ %
20	0,58	0,58	0
22,5	0,65	0,66	1,54
25	0,76	0,75	1,33
27,5	0,86	0,86	0
30	1,11	1,12	0,9
32,5	1,69	1,70	0,59
33	1,79	1,79	0
35	1,95	1,96	0,51
37,5	2,06	2,06	0

Tabela 3: Densidades ópticas medidas e simuladas para a combinação E1/F1 e variação no tempo de processamento do filme.

Tempo (min)	**Densidade Óptica**		**Desvio Nominal**
	DO_m ($\pm 0,02$)	DO_s	$\left(\pm\frac{0,02}{DO_s} \cdot 100\right)$ %
1,3	0,88	0,88	0
1,45	1,01	1,01	0
1,48	1,05	1,04	0,95
2,18	1,63	1,63	0
2,4	1,79	1,79	0
2,51	1,87	1,86	0,54
3,24	2,26	2,27	0,44
3,35	2,32	2,33	0,43
3,57	2,42	2,42	0
4,3	2,68	2,70	0,74
5,54	3,02	3,04	0,66

Nas Figuras 1 e 2 observa-se que tanto a temperatura quanto o tempo de processamento causam variações na inclinação (contraste) e no deslocamento (velocidade) da curva H&D simulada. Nas Tabelas 2 e 3 observa-se que a divergência nominal entre as densidades medidas e simuladas é inferior a 2%. Se a precisão do densitômetro for considerada o percentual de divergência aumenta, variando de 0,5 (fundo de escala, isto é, DO = 4,0) a 10% (densidade de base+véu, DO=0,2).

Discussão

As variações observadas são mais ou menos acentuadas, dependendo dos valores utilizados em relação àqueles recomendados pelo fabricante para a processadora automática usada nos experimentos (32,5^{o}C e 2,4min). Tal comportamento é similar ao

encontrado na literatura [2]-[6].

Quanto mais tempo o agente químico revelador atua sobre o filme, maior é a quantidade de haletos de prata, inclusive aquela não exposta, que são convertidos em prata metálica, resultando em uma imagem escura. A temperatura das soluções é outro parâmetro que deve ser monitorado, porque os produtos químicos são sensíveis às variações de temperatura. Eles têm seu poder de ação reduzido ou mesmo interrompido, caso a temperatura aumente ou diminua em relação à temperatura limite fixada pelos fabricantes. Altas temperaturas aceleram a velocidade das reações químicas. No caso da revelação, torna-se necessário reduzir o tempo para obter uma curva H&D aceitável, senão isso resultaria numa sobre-revelação.

Com o modelo o usuário apenas digita o tempo e a temperatura de revelação, além dos valores dos parâmetros referentes ao filme, ao écran, ao aparelho e à técnica de exposição desejada, e verifica através da análise de imagens e de dados numéricos o efeito isolado ou agregado desses parâmetros.

A fórmula química das soluções usadas, seu estado (nova, reforçada, esgotada, oxidada ou contaminada), e a maneira com a qual elas são agitadas também influenciam na formação da densidade óptica, quando não são consideradas as recomendações do fabricante e também quando o controle de qualidade é deficiente. Porém, para a realização deste trabalho, estes parâmetros foram mantidos o mais próximo possível do ideal, de tal forma, que a sua influência foi considerada desprezível. Contudo, está em andamento a formulação matemática de sua influência sobre a formação da densidade óptica.

Conclusão

O modelo computacional desenvolvido contribui para a realização do controle de qualidade com redução dos gastos e ganho de tempo. Apresenta como inovação a simulação das condições de processamento, que foram apenas estudadas experimentalmente.

As comparações das densidades ópticas medidas e simuladas apresentou uma boa concordância, as divergências encontradas foram consideradas satisfatórias, mostrando a coerência do modelo.

Agradecimentos

À FAPESP (Fundação e Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo) e à FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da UMC) pelo suporte financeiro.

Referências

[1] Medeiros R.B., Alves F.F.R, , Ruberti E.M, "Influência das condições de processamento na detectabilidade clínica em imagens mamográficas", In.: *II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*, 23-25 de Maio, Cuba (CD-ROM), 2001.

[2] Upton J., Moran M., Duggan, Malone J.F., "Daylight film processor- loader systems - aspects of performance and distribution", *Radiation Protection Dosimetry*, 57 (1-4): 343-346, 1995.

[3] Murray J.G., Dowsett D.J., Laird O., Ennis J.T., "Assessment of mammographic film processor performance in a hospital and mobile screening unit", *The British Journal of Radiology*, 66 (780): 1097-1101, 1992.

[4] Medeiros R.B., Curci K.A., Carrieri F.C.D, "Controle de qualidade no processamento de imagens radiológicas", *Radiol Bras*, 25: 19-21,1992.

[5] Kofler J.M., Gray J.E., "Sensitometric responses of selected medical radiographic films J.E., *Radiology*, 181 (3): 879-883, 1991.

[6] Law J., Kirkpatrick A.E., "Film processing for mammography", *The British Journal of Radiology*, 61(730): 939-942, 1988.

[7] Kimme-Smith C., "Mammography screen-film selection, film exposure, and processing", *Imaging Considerations and Medical Physics Responsabilities*, pp.135-158, 1994.

[8] Silva, M.A., Frère, A.F., "Determinação da curva H&D por simulação computacional", In.: *II Congreso Latinoamericano De Ingeniería Biomédica*, 23-25 de Maio, Cuba, (CD-ROM).

[9] Silva M.A, Frére A.F., "Computer simulation to find the unknown parameters of the radiographic film emulsion", *Proceedings of 2nd European Medical & Biological Engineering Conference*, Viena, Áustria, v.3, Part. 1, pp.1266-1267, 2002.

ARRITMIA SINUSAL RESPIRATÓRIA EM VENTILAÇÃO POR PRESSÃO POSITIVA COMPARADA À VENTILAÇÃO ESPONTÂNEA: UM MODELO NUMÉRICO

A. Roncally[1], A.V. Pino[1,2], F. Jandre[1], A. Giannella-Neto[1].

[1]Programa de Engenharia Biomédica (PEB),COPPE/UFRJ
Caixa Postal 68510, Rio de Janeiro, Brasil, 21945-970
[2]Grupo de Engenharia Biomédica, Escola de Engenharia e Arquitetura,
Universidade Católica de Pelotas (UCPel), Brasil, 96010-000
roncally@peb.ufrj.br

Abstract: The respiratory sinus arrhythmia (RSA) is defined as the variation of heart rate (HR) during the inspiratory cycle, and is reversed during mechanical ventilation (MV). This work assesses the differences in RSA between spontaneous ventilation and MV, based on a conjectured transfer function between alveolar pressures and RSA, as a function of ventilatory mode and respiratory rate (RR)
The results suggest that the amplitude of RSA decreases with increases in RR during MV, but the maximal HR moves progressively towards end-inspiration. This could be beneficial to the ventilation/perfusion matching as a function of time, and could enhance gas exchange.
***Palavras Chaves*: Respiratory Sinus Arrhythmia, Mechanical Ventilation, Respiratory Rate, Heart Rate.**

Introdução

A ventilação pulmonar encarrega-se do deslocamento do oxigênio atmosférico para o leito alveolar onde ocorrerá o processo de oxigenação do sangue venoso denominado hematose. Um importante aspecto na otimização da hematose é a relação entre a ventilação alveolar e a perfusão sangüínea nos capilares alveolares [1, 2].

Durante a ventilação pulmonar espontânea, observam-se variações na freqüência cardíaca com o aumento desta ao longo da inspiração e sua subseqüente redução durante a expiração, fenômeno este denominado Arritmia Sinusal Respiratória (ASR) [3].

Sabendo-se que em um indivíduo hígido, apenas 10 a 15% de todo o volume sangüíneo da circulação pulmonar encontra-se em capilares alveolares [2], pode-se supor que um aumento da freqüência cardíaca durante a fase inspiratória renove grande parte do sangue disponível para as trocas gasosas em leito alveolar, levando a relação ventilação-perfusão ($\dot{V}/\dot{Q}$) para próximo da unidade, reduzindo o "shunt" intra-pulmonar ($\dot{Q}sp/\dot{Q}t$) e elevando a pressão parcial de oxigênio no sangue arterial (PaO_2) [2,3].

A ASR pode ser entendida como um processo de modulação das vias cardíacas vagais eferentes pelo centro respiratório e pelos mecanoceptores pulmonares (sensíveis ao estiramento resultante do aumento do volume pulmonar) [4]. A inibição vagal durante a inspiração tem sido responsabilizada pela elevação da freqüência cardíaca instantânea e portanto da amplitude da ASR. [5]

Em 1996, Hayano *et al*. [3] demonstraram, através de experimentos com cachorros ventilados sob pressão negativa com eletro-estimulação frênica, que na vigência de estimulação vagal sincronizada com a expiração (ASR) pode-se observar uma redução de 10% na relação entre o espaço morto anatômico e o volume corrente (V_D/V_T) e de 51% no "shunt", além de um aumento de 4% no consumo de oxigênio em relação ao grupo controle (recebendo estimulação vagal constante). Neste estudo, evidenciou-se que a ventilação com ASR inversa (estimulação vagal sincronizada com a inspiração) aumentou a V_D/V_T e o "shunt" em 14% e 64% respectivamente, além de reduzir em 14% o consumo de O_2 em relação ao grupo controle.

Em 1991, Yli-Hankala *et al.* [6] mostraram a inversão da ASR durante a ventilação com pressão positiva, evidenciando a possibilidade de dependência da amplitude e da fase da ASR com a pressão intratorácica, volume e freqüência respiratória ajustados durante a ventilação mecânica (VM). Uma hipótese decorrente é que esta inversão de fase possa ser um dos fatores responsáveis pela deterioração da oxigenação arterial em indivíduos sem patologia pulmonar prévia ventilados mecanicamente.

Este trabalho tem por objetivo investigar possíveis dependências da amplitude e a posição relativa do pico da FC no ciclo respiratório com a freqüência respiratória (FR) ajustada durante a VM, através de simulações numéricas baseadas numa variante de um modelo de função de transferência da ASR [7].

Materiais e Métodos

Um modelo de ASR, proposto por Saul *et al.* [7], e um modelo do sistema respiratório (SR) [8-10] ventilado sob pressão positiva e espontaneamente,

foram combinados e simulados com o sistema Simulink ® (MathWorks, EUA).

Modelo do SR: O modelo do SR consiste na associação em série de uma resistência (R_{RS}) e um capacitor (C_{RS}). A R_{RS} representa a resistência das vias aéreas ao fluxo de gás e o atrito dos tecidos pulmonares e da parede torácica durante as incursões ventilatórias. A C_{RS} representa as propriedades elásticas do SR [8-10]. Foram atribuídos os valores de 2,5 $cmH_2O.s.L^{-1}$ e 0,2 $L.cmH_2O^{-1}$ para R_{RS} e C_{RS} respectivamente, no intuito de representarem valores normais para adultos [11].

Para o modelo do SR sob VM foram utilizados dois modos ventilatórios: Ventilação Controlada a Volume (VCV) e Ventilação Controlada a Pressão (PCV). A FR foi variada entre 6 e 18 incursões por minuto (ipm) mantendo-se a $\dot{V}_E$ (obtida por $\dot{V}_E = V_T \cdot FR$) constante nos dois modos utilizados.

No modelo do SR sob ventilação espontânea, a FR de base foi de 15 incursões por minuto (ipm) e o V_T de 0,5 litros.

Para a simulação da ventilação em modo PCV utilizou-se uma fonte de tensão com forma de onda quadrada como função forçante do modelo RC e para a ventilação em modo VCV uma fonte de corrente com a mesma forma de onda. Na ventilação espontânea utilizou-se uma fonte de tensão com forma de onda senoidal posicionada entre o capacitor e o terra, como mostra a Figura 1 (à direita).

O tempo de simulação foi de 200 segundos e a freqüência de amostragem foi de 200 Hz.

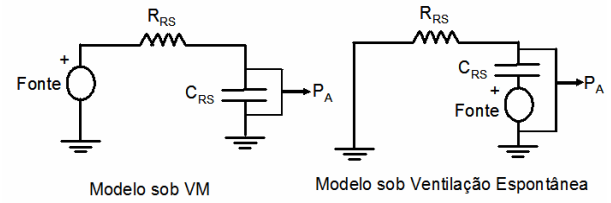


Figura 1: Modelo do sistema respiratório ventilado sob pressão positiva (à esquerda) e em ventilação espontânea (à direita).

Descrição do Modelo para ASR:

O diagrama em blocos do modelo para ASR , adaptado de Saul *et al.* [7], pode ser observado na Figura 2. De acordo com os autores a atividade eferente vagal e simpática decresce cerca de 0,5 segundos antes do início da inspiração. Durante a ventilação espontânea, ocorre uma queda na pressão alveolar e um aumento no volume pulmonar. Modificações no modelo foram realizadas com base em que (a) a função de transferência entre pressão alveolar e volume pulmonar, para o modelo mecânico considerado, tem dinâmica de primeira ordem cuja constante de tempo, escolhidos os parâmetros R e C adequados, pode ter o valor em torno de 0,5 s e (b) com apoio nas observações em VM, conjectura-se que a ASR seja provocada pelo decréscimo da pressão intratorácica, em lugar do aumento do volume pulmonar. Com isso, a P_A obtida nas simulações de ventilação do SR foi invertida e multiplicada por C_{RS} e utilizada como entrada no modelo da ASR em lugar do volume instantâneo.

O restante do modelo, mantido como proposto na literatura, opera como descrito a seguir. Durante a inspiração, com o aumento do volume deverá ocorrer uma redução da atividade vagal e simpática. Este processo é modelado com um inversor na entrada da Central de Integração Autonômica. Os fatores A_p (2,5 Hz/L) e A_s (0.4 Hz/L) representam os ganhos da atividade vagal e simpática eferente. A dinâmica da função de transferência entre a atividade vagal instantânea e a freqüência cardíaca (FC) é modelada por um filtro passa baixa (H_p) de primeira ordem. O inversor em sua entrada modela a redução da FC com a estimulação vagal. A relação entre a atividade simpática e a FC é modelada por um atraso temporal (T_s = 1,7 segundos) seguido de um filtro passa baixa (H_s).

Os filtros, H_p e H_s são descritos nas equações 1 e 2 respectivamente:

$$H_p(f) = \frac{K_p \cdot f_p}{f_p + jf} \quad (1)$$

$$H_S(f) = \frac{K_S \cdot f_S}{f_S + jf} \quad (2)$$

onde $j = \sqrt{-1}$, K_p (6 bpm/Hz) e K_s (18 bpm/Hz) são ganhos e f_p (0,2 Hz) e F_s (0,015 Hz) são as freqüências de corte. Os valores das constantes utilizadas neste trabalho correspondem às utilizadas por Saul *et al.* [7], para uma função de transferência estimada em indivíduos deitados em posição supina.

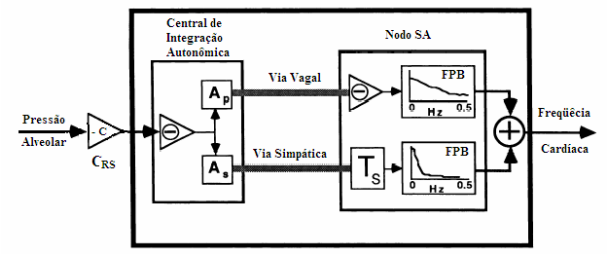


Figura 2: Modelo usado para determinar as relações teóricas entre a respiração e a variação instantânea da freqüência cardíaca. Adaptado de Saul *et al.* [7].

Após cada simulação, os sinais de pressão de boca (Pboca, medidos antes da resistência), volume e FC instantânea, obtidos no penúltimo e último ciclo simulado (suposto regime permanente), foram analisados para a detecção da amplitude da ASR, calculada a partir da diferença entre a máxima e a mínima FC instantânea em cada ciclo.

Para a identificação da posição do pico de FC em relação ao ciclo ventilatório (fase) utilizou-se o seguinte procedimento: calculou-se o intervalo de tempo entre o tempo de máxima FC e o tempo da inspiração prévia. Caso este intervalo de tempo fosse maior que o tempo inspiratório do ciclo atual, subtraiu-se este intervalo do período inspiratório atual. A posição relativa será então calculada através da razão entre este intervalo de tempo

e o tempo inspiratório total. Desta forma, se a posição relativa for maior que zero, o pico da FC ocorreu durante o ciclo inspiratório e se a posição relativa é menor que zero, o pico da FC ocorreu durante a expiração do ciclo anterior.

Resultados

Na Figura 3 pode-se observar o V_T (3-a) e a variação FC instantânea (3-b) durante a ventilação espontânea com FR de 15 ipm e V_T de 0,5 L.

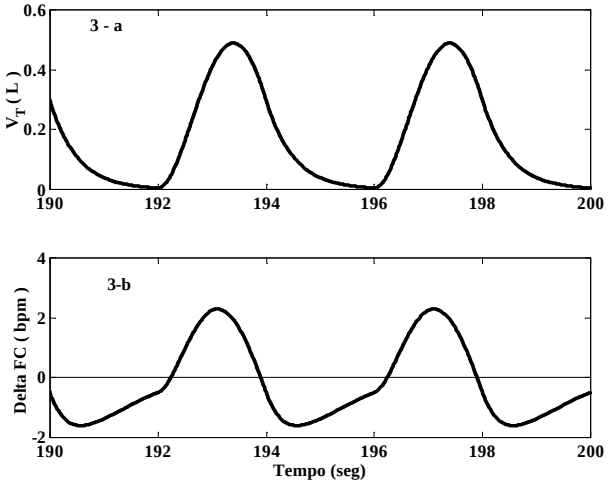


Figura 3: 3-a volume corrente durante a ventilação espontânea. 3-b variação da FC instantânea.

Na Figura 4 observa-se a Pboca, o V_T e a variação da FC instantânea durante a ventilação em VCV com FR de 15 ipm e V_T de 0,5 L. Na Figura 5 observa-se o mesmo conjunto de sinais durante a ventilação em modo PCV.

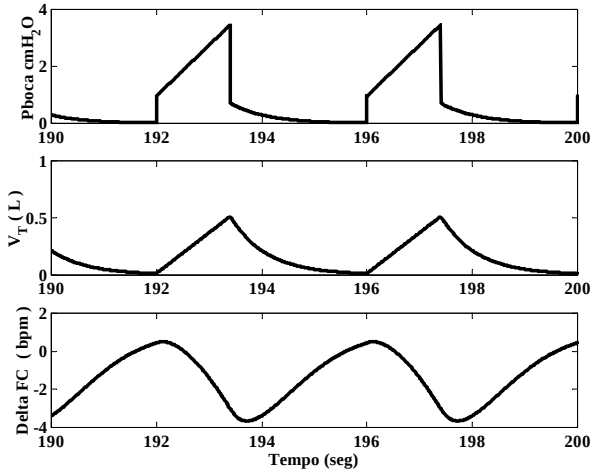


Figura 4: Pressão de boca, V_T e variação da FC instantânea durante a ventilação em modo VCV com FR de 15 ipm e VT de 0,5 l.

Na Figura 6-a observa-se a posição relativa do pico de FC instantânea em relação ao tempo inspiratório em função da FR e em 6-b a amplitude da ASR em função da FR nos modos VCV (círculos) e PCV (asteriscos).

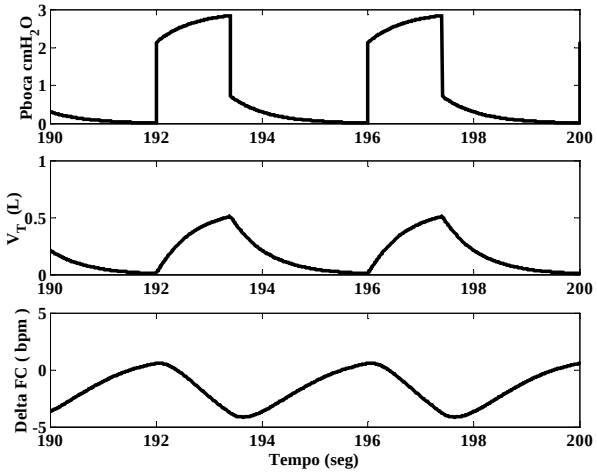


Figura 5: Pressão de boca, V_T e variação da FC instantânea durante a ventilação em modo PCV com FR de 15 ipm e V_T de 0,5 L.

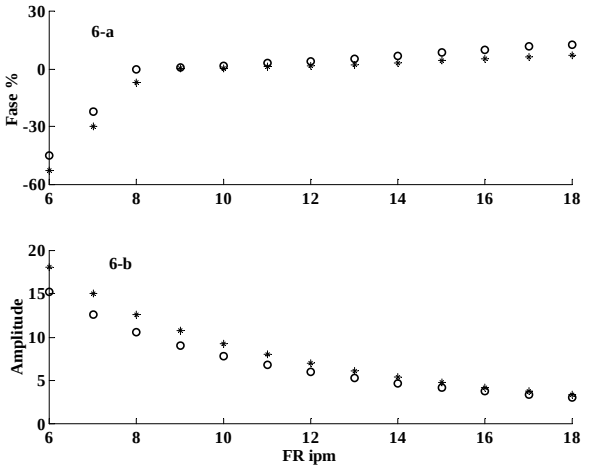


Figura 6 (6-a) Percentual do pico de FC instantânea na fase inspiratória em VCV (círculos) e em PCV (asteriscos) em função da FR. (6-b) amplitude da ASR (círculos) em função da FR em VCV e em PCV.

Discussão

Pode-se observar na Figura 3 que durante a inspiração espontânea simulada a FC instantânea é elevada; estes dados são compatíveis com o padrão de ASR observado em indivíduos durante a ventilação espontânea. Nesses indivíduos a queda da pressão intratorácica, com subseqüente aumento do retorno venoso e inibição vagal, favoreceria a ASR. Durante a expiração o aumento da pressão intratorácica deverá promover uma queda do retorno venoso e ativação vagal, resultando na redução da FC [3, 5].

Vê-se nas Figuras 4 e 5 a inversão da fase da ASR em VCV e PCV, em relação à observada na ventilação espontânea, na freqüência respiratória de 15 ipm. Pode-se perceber que nessa freqüência, tanto em VCV quanto em PCV, a FC é máxima imediatamente após o início da inspiração e que atinge seu mínimo logo após o final da inspiração. Resultados análogos foram descritos por

Yli-Hankala *et al.* [6] em pacientes ventilados sob pressão positiva durante anestesia. De acordo com os autores, a ASR não desaparecia com a anestesia profunda, e havia uma completa inversão de fase em função da pressão intratorácica positiva. Desta forma, a modificação do modelo de ASR proposto por Saul *et al.*[7] parece aderir aos dados experimentais relativos à VM.

A inversão da fase da ASR durante a VM pode resultar em um aumento do "shunt" intrapulmonar, com conseqüente redução da oxigenação do sangue arterial [3]. Os resultados obtidos com o modelo sugerem que o aumento da FR durante a VM sob pressão positiva, independentemente do modo ventilatório utilizado, apesar de promover uma redução da amplitude da ASR (Figura 6-b), tem o potencial de deslocar o pico de FC instantânea para a fase inspiratória (Figura 6-a).

Embora o modelo de ASR utilizado neste trabalho seja válido em ventilação espontânea para FR entre 0,1 e 0,3 Hz [4], é possível que o uso de FR acima de 18 ipm, durante a VM, resulte em um deslocamento do pico de FC para volumes pulmonares mais altos. Talvez, os parâmetros da VM, tais como V_T e FR, possam ser ajustados em função do deslocamento do pico de FC para a fase inspiratória, preferencialmente para o final da inspiração.

Durante a VM simulada, numa FR de 6 ipm, a amplitude da ASR é de 15 bpm; entretanto, a fase da ASR nesta FR é de cerca de -60%, ou seja, nesta freqüência o pico da FC encontra-se retardado em relação ao início da inspiração por um tempo igual a 60% do tempo inspiratório.

De uma forma geral, embora haja um deslocamento da posição relativa do pico de FC para a inspiração, a amplitude da ASR decresce com o aumento da freqüência para cerca de 2 bpm (em 18 ipm). Talvez, mesmo este pequeno aumento da FC possa ter alguma relevância clínica em pacientes sob VM, justificando a implementação de métodos que otimizem os parâmetros do ventilador com vistas ao ajuste da fase da ASR com a inspiração. De certa forma, parece que mesmo uma baixa amplitude da ASR, com o pico de FC ocorrendo na inspiração, possa ser mais benéfica que a uma grande amplitude da ARS com seu pico ocorrendo na expiração [3,6].

Conclusão

No modelo simulado, o aumento da FR tende a deslocar o pico da FC instantânea em direção ao fim do ciclo inspiratório, o que pode ser considerado favorável às trocas gasosas. A modelagem da ASR sob pressão positiva numa banda de freqüências maior se faz necessária para a validação das hipóteses sugeridas neste trabalho.

Agradecimentos

Ao CNPq, PRONEX e FAPERJ pelo apoio parcial a esta pesquisa.

Referências

[1] WEST, J.B., *Respiratory Physiology: The Essentials.* Baltimore: Williams & Wilkins, 1994.

[2] CONROE, J.H., FOSTER, R.E., DUBOIS, A.B., BRISCOE, W.A., CARLSEN, E., "The Pulmonary Circulation and Ventilation/Blond Flow Ratios", in: THE LUNG. (Ed): *Methods in Medical Research*, Chicago: Year Book Medical Publishers, pp. 77-101, 1950.

[3] HAYANO, J., YASUMA, F., OKADA, A., MUKAI, S., FUJINAMI, T., "Respiratory Sinus Arrhythmia - A Phenomenon Improving Pulmonary Gas Exchange and Circulatory Efficiency", *Circulation*. 94:842-847, 1996.

[4] KHOO, M.C., KIM, T., "Estimation of Cardiorespiratory Transfer under Spontaneous Breathing Conditions: A Theoretical Study", *Am. J. Physiol.* 273: H1012-H1023, 1997.

[5] LAMINE, S.B., CALABRESE, P., PERRAULT, H., DINH, T.P., EBERHARD, A., BENCHETRIT, G., "Individual Differences in Respiratory Sinus Arrhythmia", *Am. J. Physiol.* 275: H1152-H1165, 2004.

[6] YLI-HANKALA, A., PORKKALA, T., KAUKINEN, S., HÄKKINEN, V., JÄNTTI, V., "Respiratory Sinus Arrhythmia is Reversed during Positive Pressure Ventilation", *Acta Physiol Scand.* 141: 339 – 407, 1991.

[7] SAUL, P.J., BERGER, R.D., CHEN, M.H., COHEN, R., "Transfer Function Analysis of Autonomic Regulation II. Respiratory Sinus Arrhythmia", *Am. J. Physiol.* 256: H153-H161, 1989.

[8] OTIS, A.B., FENN, W.O., RAHN, H., "Mechanics of Breathing in Man", *J Appl. Physiol.* 2: 592 – 607, 1950.

[9] MEAD, J., "Mechanical Properties of the Lungs", *Physiol Rev.*41 – 281, 1961.

[10] FRY, D.L., ELBERT, E.V., STEAD, W.W., BROWN, C.C., "The Mechanics of Pulmonary Ventilation in Normal Subjects and in Patients with Emphysema", *Am. J. Med.* 16 - 80, 1954.

[11] FRY, D.L., HYATT, R. E., "Pulmonary Mechanics. A Unified Analysis of the Relationship between Pressure, Volume and Gas Flow in the Lungs of Normal and Diseased Subjects", *Am. J. Med.* 29: 672-688, 1960.

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA INFORMATIZADO PARA AUXILIO NA AVALIAÇAO DE AMPUTADOS

L. E. Maggi*, E. Cocenza*, P. V. S. Rocha*, F. R. Rezende*, P. M. R. Barbosa** e R. A. Oliveira**.

* UEG/Fisioterapia, Goiânia, Brasil
** UFG/Instituto de Informática, Goiânia, Brasil

e-mail: luismaggi@bol.com.br

Abstract: The objective of this research is to create a system of information denominated AMPARE that allows to organize the process of evaluation physical and functional amputated patients' and, then, to supply a god statistical source that has relative data to the incidence and the prevention of amputations, as well as prosthetization and rehabilitation of amputated, favoring then, the acting of companies, professionals and institutions linked of health and that class of deficient physical.
***Palavras Chaves*: software, amputados, reabilitação**

Introdução

A amputação é, para muitos, um processo de agressão que traz implicitamente a sensação de incapacidade e derrota [1]. Quando se trata de reabilitação do indivíduo amputado, não se pensa simplesmente em favorecer a função de um membro acometido, mas sim, em trazer ao paciente melhor qualidade de vida. Antes mesmo de traçar uma terapia, indicar uma prótese ou mesmo classificar um indivíduo amputado é necessário uma avaliação completa e pertinente.

Segundo Serra Gabriel, para ser considerado completo, um protocolo de avaliação precisa levar em conta três aspectos básicos: 1) Aspectos físicos como: idade, etiologia, estado da pele, dor, funcionalidade na ausência de prótese; 2) Aspectos psíquicos como: estado emocional, coeficiente mental e 3) Aspectos sociológicos como: atividade profissional, situação social, relação familiar [2].

Infelizmente, a maior parte das informações contidas nos protocolos ou questionários, atualmente, são perdidas pelo fato da ausência de um banco de dados informatizado e de fácil análise. Alem disso, muitas vezes, essas informações são subestimadas pelas instituições de reabilitação, centros universitários ou, até mesmo, pelos órgãos estatais que, preenchendo formulários manualmente ou utilizando-se de programas não especializados, acabam não conservando os dados, nem gerenciando de forma eficaz as informações colhidas. Desta maneira, a relação com o indivíduo amputado limita-se meramente à reabilitação ou ao processo de aposentadoria; a qualidade de vida e o desenvolvimento profissional, por exemplo, costumam ser ignorados.

Dados sobre condições psicológicas, adaptação à prótese ou ao meio têm sido apontados, quando se fala em inclusão social, mas o real valor à condição cultural e global não é enfatizado estatisticamente já que as pesquisas e o dados estatísticos encontrados são antigos, adequados ao objetivo da instituição de pesquisa e não podem ser ampliados para todos os órgãos e instituições que tem contato com o amputado. Além disso, existem informações que influenciam diretamente no manejo do amputado. História da amputação, nível de amputação, tratamento realizado antes do indivíduo chegar à instituição, além de características próprias do coto seriam melhor adquiridas e compreendidas com um sistema informatizado rápido, eficiente e flexível [3].

A criação de um software que traga as informações necessárias não só ao prognóstico da reabilitação protética, mas que permita a apresentação de um perfil estático e de fácil interface ao usuário marca um pioneirismo nesta área. Este trabalho busca o desenvolvimento de um software que colha dados de pacientes amputados levando-se em conta os aspectos mais importantes para uma análise estatística global e um acompanhamento individual dispondo de saídas que, posteriormente, pode ser utilizado para pesquisas em instituições de ensino, centros de reabilitação, indústrias protéticas e no próprio cunho do censo governamental.

Materiais e Métodos

O estudo foi realizado de forma multidisciplinar envolvendo acadêmicos de fisioterapia, analistas de sistema, engenheiros e um biomédico. Através de uma vasta pesquisa bibliográfica e várias consultas técnicas feitas por pessoas especializadas na área de reabilitação e desenvolvimento de próteses, foi criada uma Ficha de Avaliação minuciosa do paciente amputado, contendo as principais causas e características da amputação. Em seguida, o software foi planejado e discutido pela equipe. O software foi desenvolvido em ambiente Delphi 7.0 e utilizando o Banco de Dados Interbase versão 6.0, buscando maior eficiência e acessibilidade ao usuário. Para uma análise preliminar do funcionamento de dados uma amostra de 85 amputados

foi coletada em uma instituição de reabilitação. O presente trabalho foi realizado com o apoio do FUNDETEG, uma entidade do Governo do Estado de Goiás voltada ao desenvolvimento científico e tecnológico.

Resultados

O software denominado de AMPARE consiste em um sistema informatizado que permite a aquisição, análise e o acompanhamento de dados referentes ao grupo de amputados avaliados pela instituição em que ele for implantado. Com o software, podem-se padronizar as respostas dadas pelos pacientes e desta forma fazer uma análise gráfica ou tabular das informações de forma mais fidedigna e menos passível de erros por preenchimento indevido e não padronizado. O software dispõe, em sua página inicial, dos seguintes menus e sub-menus:

1) Ficha de Avaliação: contendo: Identificação, Anamnese, Exame Físico e Avaliação Postural.

2) Dados Estatísticos: Ficha Individual e Gráficos Gerais.

3) Ajuda: Ajuda e Equipe Técnica.

No formulário de IDENTIFICAÇÃO (Figura 1) são colhidos dados como: Data de nascimento, altura, peso, sexo, cor, profissão, entre outros. Nela também pode ser vista, de forma optativa, uma foto do paciente e uma figura representativa de um sistema esquelético que indica, visualmente, o nível de amputação. Na porção inferior do formulário, botões para visualizar pacientes anteriores e posteriores alem de alterar, atualizar dados, gravar, inserir e sair dessa janela.

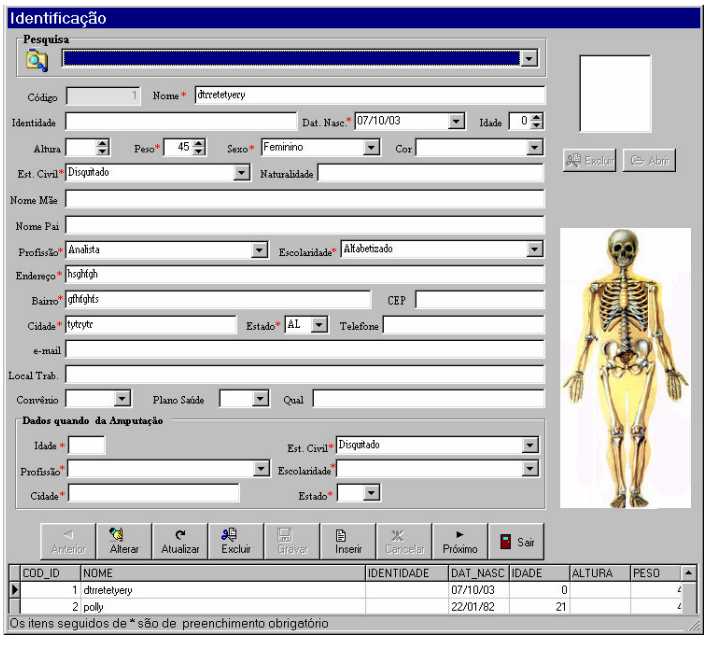


Figura 1: Formulário de Identificação do Paciente

O formulário ETIOLOGIA DA AMPUTAÇÃO é subdividido em sub-formulários como: VASCULAR (Figura 2), TRAUMÁTICA (Figura 3), TUMOR, INFECCIOSA, CONGÊNITA. Estas subdivisões foram escolhidas, pois são importantes para ajudar a definir o tratamento, a cirurgia ou o tipo de prótese. Cada sub-formulário descreve a interação da enfermidade com a etiologia geral, sendo assim o usuário dispõem de informações relativas a dados individuais e dados gerais que permitirão traçar um perfil do paciente no âmbito individual, bem como no âmbito social. Por seu preenchimento ser de caráter obrigatório, todas informações selecionadas pelo usuário serão enviadas para um banco de dados com saídas para gráficos e tabelas que, posteriormente, servirão para o conhecimento estatístico, para o censo regional, bem como referência para as instituições que trabalham com este público já que o sistema uniformiza os dados e tem um objetivo de cunho social para análise.

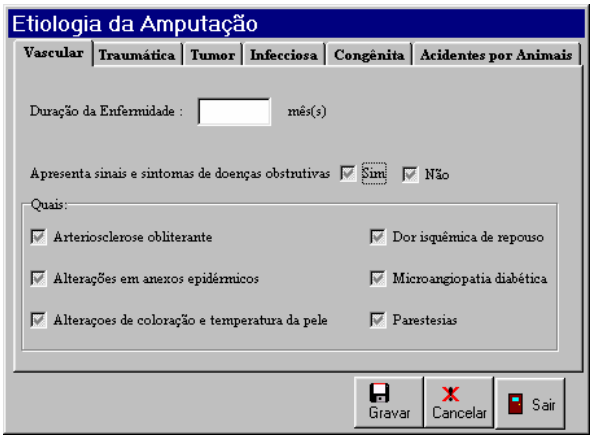


Figura 2: Formulário de Etiologia da Amputação: Vascular



Figura 3: Formulário de Etiologia da Amputação: Traumática

O formulário NIVEL DE AMPUTAÇÃO (Figura 4) por sua vez tem um caráter especial e de relevada importância para a análise estatística e interpretação dos dados gerais dos pacientes na região. O nível de amputação é dividido em MSD (Membro Superior Direito), MSE (Membro Superior Esquerdo), MID (Membro Inferior Direito) e MIE (Membro Inferior Esquerdo). Em cada divisão se encontra pré-definido os níveis de amputação de acordo com a literatura especializada. Ao escolher a opção correta, o usuário pode notar que o esqueleto figurativo presente no formulário inicial que identifica o paciente, logo abaixo da foto pessoal, apresenta uma amputação que corresponde ao nível escolhido. Essa representação garante um impacto visual mais rápido e eficiente pelo usuário interligando o paciente com a sua respectiva deficiência.



Figura 4: Formulário Nível de Amputação.

No formulário EXAME FÍSICO, dados como freqüência cardíaca (FC), Freqüência respiratória (FR), temperatura além de dados mais específicos como nível da sensibilidade, reflexos e inspeção geral são anotados para posterior acompanhamento além de aparecerem em um formulário impresso posteriormente.

No formulário "AVALIAÇÃO DO COTO" o usuário pode escolher entre as opções dos membros (MSD, MSE, MID ou MIE) para fazer a avaliação. Ainda na parte superior deste formulário, pode ver a descrição do nível de amputação marcada posteriormente. Características como tipo de lesão presente, presença de edemas, alterações tróficas da pele, cicatrização entre outra podem ser marcadas pelo usuário e fazer parte de um banco de dados que servirá para uma eventual análise estatística das condições gerais dos cotos dos pacientes além de poder ser impresso em uma ficha individual do paciente que pode facilitar o acompanhamento da evolução de tratamento ou até mesmo agilizar a indicação para uma determinada prótese (Figura 5).

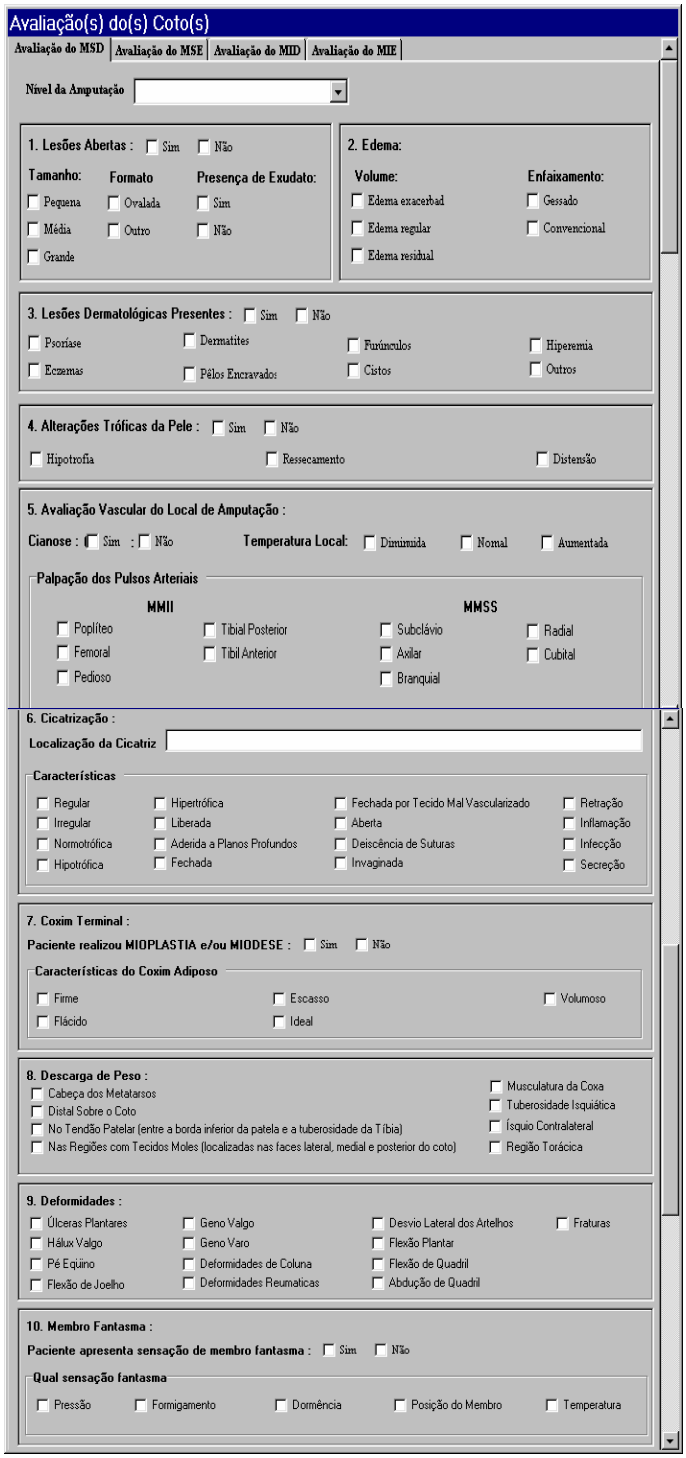


Figura 5: Formulário de Avaliação do Coto

Alem da GONIOMETRIA, um exame que serve para avaliar o grau de angulação de cada articulação de interesse do usuário, o software apresenta também um formulário responsável unicamente para avaliar a postura do deficiente sobre quatro condições: de pé vista

anterior, de pé vista lateral, sentado e com apoio nas mãos e nos joelhos e de pé apoiado com um único pé.

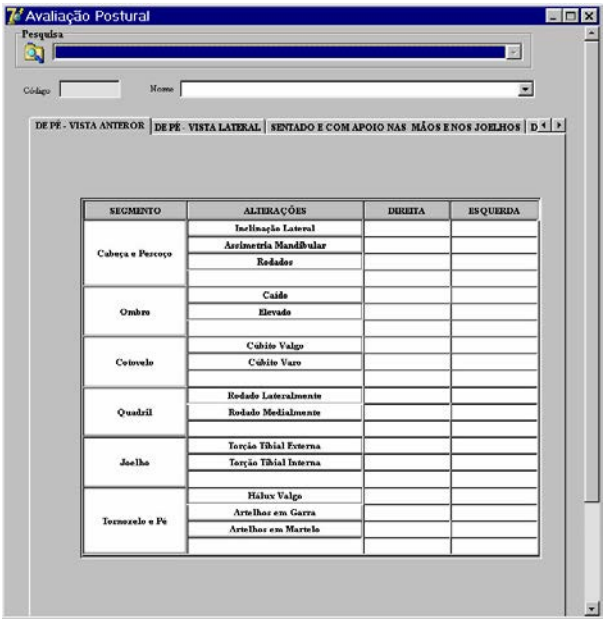


Figura 6: Formulário de Avaliação Postural.

Como saídas o software apresenta um menu DADOS ESTATÍSTICOS, que pode oferecer ao usuário uma impressão dos dados individuais de um determinado paciente escolhido pelo usuário além de visualizar na forma gráfica (setorial ou barras verticais) do perfil geral dos amputados que passaram pela instituição e foram cadastrados usando o software. Caso o usuário queira fazer algum gráfico no banco de dados que não seja permitido pelo software devido a complexidade dos dados, ele pode exportar os dados para o Excel e trabalhar de acordo com os seu interesses.

Discussão

Em 1964, Glattly estudou 12.000 indivíduos com amputações recentes e chegou às seguintes conclusões: 58% da população tinha como principal causa da amputação uma doença vascular periférica, a maior parte encontrava-se na faixa etária de 61 a 70 anos, e 77% eram homens [3]. Em 1974, Kay e Newman reviram o estudo de Glattly com mais de 5.000 casos e chegaram às mesmas conclusões [3]. Para se adotar estes estudos como referência no Brasil devemos desconsiderar vários pontos como o fato da causa prevalente ser de origem vascular, pois os dados estatísticos revelam que no Brasil há muitos acidentes de trânsito, ou que a população americana tem maior incidência de doenças vasculares, desta forma não há como estender um estudo americano para o Brasil.

Segundo May (2004), o indivíduo idoso com uma amputação de membro inferior não se contenta em sentar numa cadeira de rodas pelo resto de sua vida, mas busca serviços efetivos de reabilitação e um estilo de vida significante. Portanto, existem clientes com grande interesse na reabilitação que tenha por objetivo adquirir uma boa qualidade de vida. Este fato pode ser facilitado por uma avaliação completa dos dados e comparação deste com um perfil geral de indivíduos que passam pela mesma situação. Por outro lado, a avaliação do indivíduo globalmente, por meio do protocolo permitirá que ocorra uma reabilitação precoce [3].

A recuperação da funcionalidade ou da estética são pontos levantados pelos pacientes em relação à prótese. Portanto, um processo reabilitativo adequado trará a estes indivíduos um estilo de vida ativo e com qualidade.

Conclusão

Apesar do nosso esforço para desenvolver um software que abrangeria tanto deficientes físicos amputados como aqueles que simplesmente perderam a sua função mas não o seu membro, como um tetraplégico por exemplo, tornou-se necessário que a avaliação fosse direcionada para uma única classe desse grupo de deficientes devido à complexidade e o enorme conjunto de dados que tornaria difícil a análise estatística de uma forma geral e até mesmo causaria um impacto no usuário.

Atualmente pretende-se desenvolver a parte de análise estatística por meio de gráficos ou tabelas além da saída impressa dos dados gerais mais importantes dos pacientes. Uma vez finalizadas essas saídas, o software passará por um teste de campo sendo oferecido a instituições que trabalham diretamente com reabilitação de deficientes físicos como o CRER (Centro de Reabilitação e Readaptação) e a ADFEGO (Associação dos Deficientes Físicos do Estado de Goiás).

Referências

[1] CARVALHO, J.A., "Considerações Gerais", in CARVALHO, J.A., (Ed 1ª): *Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação*, S P: Editora Manole, pp. 9-10, 1999.

[2] GABRIEL, M.R.S., et alli. "Amputações I", in GABRIEL, M.R.S., (Ed): *Fisioterapia em traumatologia, ortopedia reumatologia*, RJ: Editora Revinter, pp. 193-99, 2001.

[3] MAY, B.J., "Tratamento pré-protético para a amputação de membro inferior", in SULIVAN, S.B.O. e SCHMITZ, T.J., (Ed 2ª): *Fisioterapia: Avaliação e Tratamento*, pp. 441-63, 1993.

SIMULAÇÃO DE IMAGENS RADIOLÓGICAS

C. E. Santos*, A. F. Frère* [e] **, M. A. Silva**.

*Universidade de São Paulo (USP), EESC, Depto. de Engenharia Elétrica, São Carlos, SP, Brasil.
**Universidade de Mogi das Cruzes (UMC), NPT, Mogi das Cruzes, SP, Brasil.

e-mail: clayton@sel.eesc.sc.usp.br

Abstract: The most effective method to assess the quality of radiological systems consists of the radiological image simulation obtained by them. Image quality depends on the physical phenomena related to the image-forming process as well as the characteristics of the objects and structures analyzed. In order to simulate the images produced by any kind of radiological system or structure, it has been developed a user-friendly interface enabling users to select a virtual structure to be x-rayed. In addition, it also provides the exposure technique intended, the exposure geometry and the screen-film system utilized.
***Palavras Chaves*: Simulação Computacional, Controle de Qualidade, Sistema Radiológico.**

Introdução

Gerar imagens radiológicas de boa qualidade é uma tarefa difícil, porém relevante quando o assunto é diagnóstico médico. Além dos fenômenos físicos presentes no processo de formação das radiografias, existem outros fatores que estão diretamente ligados à qualidade da imagem produzida pelo equipamento. O contraste final da imagem é também determinado pelas características anatômicas do paciente, desse modo, as variações morfométricas encontradas nos indivíduos resultam em contrastes diferentes, além disso, em muitos casos, as técnicas de exposição são modificadas empiricamente de maneira subjetiva, estimando o tamanho das estruturas a serem radiografadas.

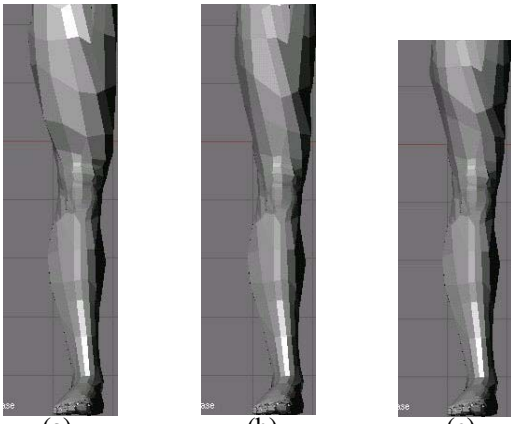
A apresentação de imagens mostrando a qualidade proporcionada pelo sistema de aquisição utilizado, é a forma mais eficiente de concientizar os responsáveis pelos serviços radiológicos da necessidade de aderir a programas de controle de qualidade, permitindo assim, que seus equipamentos e as técnicas utilizadas proporcionem diagnósticos médicos confiáveis. Um dos métodos utilizados para averiguar a qualidade das imagens radiológicas é a simulação. Vários trabalhos já foram apresentados [1],[2],[3],[5], simulando de forma individual, cada um dos fenômenos físicos presentes no processo de formação de imagens radiológicas, entretanto, em função da realização da simulação individual, a influência que cada um dos fenômenos exerce sobre os demais não é considerada. Além disso, a influência do tamanho e da forma das estruturas anatômicas também foi pouco investigada, desse modo, em nossa simulação modificamos os módulos originais de maneira que passassem a trabalhar em conjunto, considerando dessa forma, todos os fenômenos simultaneamente, a influência de cada fenômeno sobre os demais e as diferenças morfométricas entre as estruturas radiografadas.

Materiais e Métodos

Nosso trabalho é baseado na unificação de algoritmos que simulam os fenômenos físicos presentes no processo de formação de imagens radiológicas considerando as características das estruturas radiografadas. Para que a simulação ocorra de maneira adequada, é necessário que se conheça o maior número possível de informações referentes à estrutura investigada, desse modo, quanto maior a complexidade da estrutura simulada, maior é a necessidade de levantamento de dados referentes a ela. A estrutura simulada pode ser baseada em estruturas anatômicas, sendo necessário nesse caso, um levantamento completo dos coeficientes de atenuação e das dimensões de cada grupo de músculos, ossos e tecidos que a compõem.

A representação tridimensional de estruturas anatômicas é um recurso interessante para mostrar as variações de tamanho e forma das estruturas radiografadas. Modelos tridimensionais de pessoas magras, obesas ou mesmo atléticas, podem ser simulados com a utilização do programa Blender, Figura 1. Optamos por utilizar o software de modelagem Blender em função de sua grande gama de recursos e ao tipo de licença pela qual o mesmo é distribuído, a GPL (General Public Licence), que permite a livre utilização do software sem a necessidade de pagamento de licenças, além de possuir seu código fonte aberto, permitindo dessa forma, a implementação de novas funcionalidades.

As imagens radiográficas podem considerar variações do tecido adiposo, no caso da simulação de uma estrutura de um modelo obeso, ou a variação da massa muscular, no caso de uma simulação baseada em um modelo com características de um atleta. Em qualquer um dos casos, a imagem radiológica resultante mostra diferenças significativas, em função das alterações dos tecidos moles ou da alteração do comprimento e/ou espessura de tecidos duros, como os ossos, por exemplo. As alterações dos parâmetros em nosso sistema são realizadas com o auxílio do script "Make-human" aplicado ao software de modelagem Blender. O script "Make-human" é desenvolvido em linguagem python e permite que modelos humanos desenvolvidos no Blender sejam facilmente manipulados e alterados.



(a) (b) (c)

Figura 1: Pernas com variações morfométricas modeladas utilizando o programa Blender.

Para validar a simulação é necessário utilizar objetos com parâmetros conhecidos, afinal, o modelo é simulado com base nesses mesmos parâmetros, permitindo assim, a comparação entre as imagens virtuais e as obtidas experimentalmente. Utilizamos como objeto, uma matriz de esferas de tungstênio, com raio de 0,35 mm cada, incrustadas em uma placa de lucite com espaçamento de 10 mm entre elas. A simulação utiliza os coeficientes de atenuação do tungstênio para as esferas e do lucite para a base.

A metodologia empregada no desenvolvimento do trabalho permite que novos objetos virtuais sejam incorporados ao sistema sem a necessidade de mudanças no código fonte. Para tanto, basta que o objeto virtual desejado seja armazenado, em forma de imagem, em um arquivo BMP. Além disso, é necessário também, um pequeno arquivo de configuração, especificando quais os coeficientes de atenuação utilizados para cada componente da imagem. Por fim, o usuário deve selecionar o objeto virtual desejado no menu correspondente do sistema, Figura 2. Deve também informar se o objeto virtual estará centralizado no centro do campo, ou se está deslocado em relação a essa coordenada.

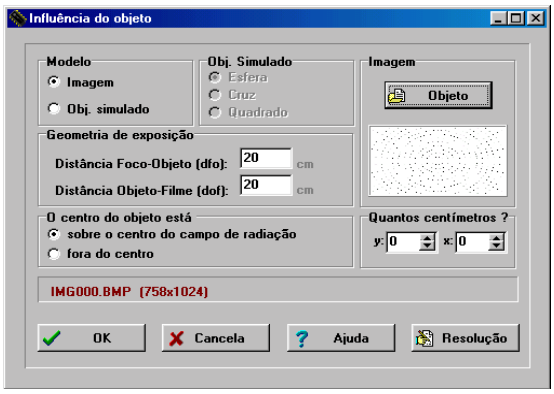


Figura 2: Seleção do objeto virtual utilizado e a definição de sua localização no campo de radiação simulado.

As dimensões do campo de radiação simulado podem ser definidas pelo usuário, como se o mesmo estivesse operando um "colimador virtual". No entanto, a dimensão padrão é a do cassete de raios X utilizado normalmente nos equipamentos convencionais, com dimensão de 18x24 cm.

Para simular a imagem resultante do processo, com a dimensão especificada pelo usuário, ou o tamanho padrão de 18x24 cm, utilizamos uma matriz bidimensional de 1024x768 pontos. Desse modo, para que a matriz corresponda às dimensões do plano, consideramos que cada pixel mede 0,023 mm, Figura 3.

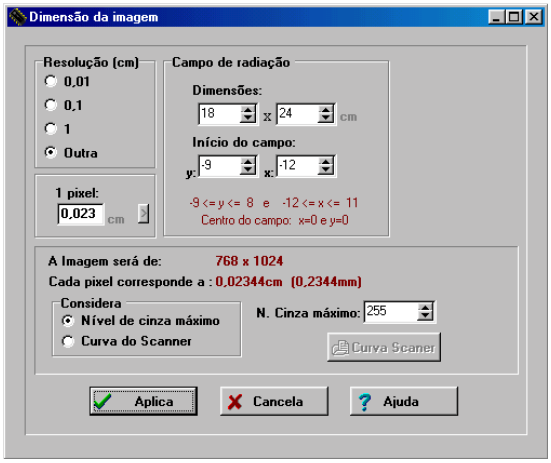


Figura 3: Determinação do tamanho do campo simulado, da quantidade de níveis de cinza e do tamanho, em milímetros, de cada pixel que irá compor a imagem.

Os algoritmos de simulação calculam a intensidade de radiação que chega em cada pixel considerando os fênomenos físicos responsáveis pelo processo de formação de imagens e a influência que cada parâmetro exerce sobre os demais. O primeiro passo, é a simulação da característica de campo [1]. Nesse ponto, o usuário deve informar os parâmetros referentes à geometria de exposição para que, em seguida, sejam calculadas as projeções do ponto focal para cada pixel que compõe o plano imagem e as deformações decorrentes dessas projeções, tendo como base, os parâmetros de entrada e o objeto virtual escolhido. As informações obtidas após o processamento da imagem, são armazenadas na matriz C_Campo[i],[j], para uso posterior. Em seguida, o usuário informa a técnica de exposição desejada para a simulação, conforme mostra a Figura 4.

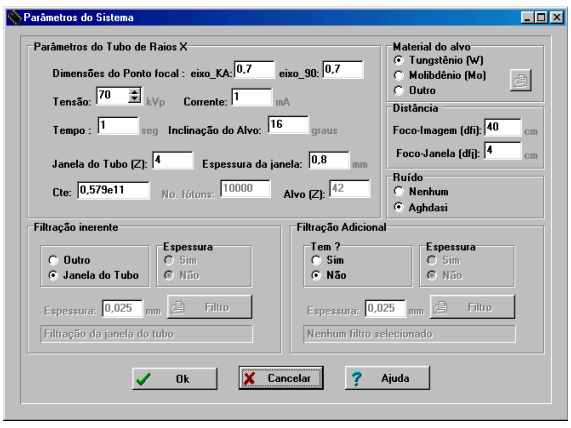


Figura 4: Técnica de exposição utilizada.

Com todos os parâmetros informados, os demais algoritmos que compõem o sistema já podem ser iniciados. O primeiro deles é a simulação do efeito heel [2]. O algoritmo realiza os cálculos considerando todas as posições do campo e as deformações sofridas pela projeção do ponto focal, obtidas no passo anterior. Os cálculos provenientes dessa interação, são armazenados em uma matriz denominada heel[i],[j].

O espalhamento é um fenômeno causado pela interação entre os fótons de raios X e o objeto radiografado. Quando os fótons penetram no objeto, eles podem ser absorvidos, atenuados, transmitidos, freados ou desviados de sua trajetória, sendo assim espalhados em feixes secundários que podem atingir o filme em posições aleatórias e prejudicar o contraste da imagem. Para simular esse efeito, utilizamos os algoritmos de simulação do espalhamento Compton, [3], que considera uma fonte de radiação uniforme para o cálculo do espalhamento. Em nossa simulação, utilizamos os valores obtidos durante o cálculo da distribuição de intensidade ao longo do campo, armazenados na matriz heel[i],[j].

Para que os cálculos possam ser realizados, o levantamento de alguns dados torna-se necessário. A coleta dos dados referentes aos coeficientes utilizados nas equações, nas seções de choque elétrico (*pe*), espalhamento coerente (*co*) e espalhamento incoerente (*inco*) foram obtidos no site XCOM Web [4] disponível para utilização on-line na internet. Essa versão do programa gera os coeficientes a partir de qualquer *browser web,* podendo ser utilizado em qualquer sistema operacional. A partir dos dados gerados pelo programa para o lucite, obtemos os arquivos de dados para cada parâmetro, nas seções de choque elétrico (*pe*), espalhamento coerente (*co*), kVp e espalhamento incoerente (*inco*). Por fim, implementamos as rotinas de *I/O* (entrada/saída) para realizar os procedimentos de leitura e escrita dos parâmetros pelo programa.

Os cálculos são realizados para cada pixel da imagem e o valor resultante é acumulado em uma variável denominada "espalhamento", que armazena a quantidade de radiação espalhada distribuída na imagem. Uma das formas de se reduzir a radiação espalhada é a utilização das chamadas "grades supressoras", também simuladas nesse modelo. Para tanto, utilizamos um coeficiente chamado "eficiência de grade", que filtra 80% da radiação espalhada e cerca de 20% da radiação resultante da interação dos fótons X não espalhados e a estrutura radiografada. Desse modo, basta casar estes dados com os obtidos na variável "espalhamento" e na matriz heel[i],[j], para obter uma nova matriz, denominada resultado[i],[j].

A etapa final do processo de formação de imagens radiográficas consiste no armazenamento da imagem no sistema de registro. Em um sistema de registro composto por uma combinação écran-filme, os fótons de raios X são absorvidos no écran e convertidos em fótons de luz. Em seguida, os fótons de luz são absorvidos e espalhados na camada de fósforo e a interação com a emulsão do filme produz os aglomerados de átomos de prata.

Para simular a densidade ótica provocada no filme pelos fótons X absorvidos pelo objeto, utilizamos o algoritmo proposto em [5] que simula os processos de interação entre os fótons e o sistema de registro (com ou sem écran reforçador), para diversas combinações écran-filme. Para tanto, o usuário deve selecionar a combinação écran-filme desejada como parâmetro de entrada. Os dados obtidos nos passos anteriores, armazenados na matriz resultado[i],[j], são convertidos em densidade ótica e por fim, em níveis de cinza.

Resultados

A seguir apresentamos os resultados obtidos em nosso sistema. Foram geradas imagens simulando variações nas técnicas de exposição.

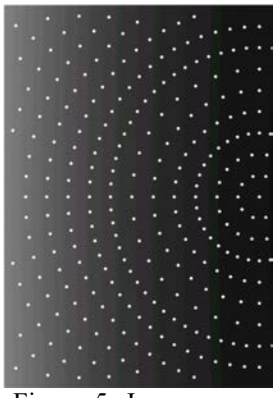


Figura 5: Imagem com 36 kVp, 120 mAs, dff = 50 cm, filme Kodak.

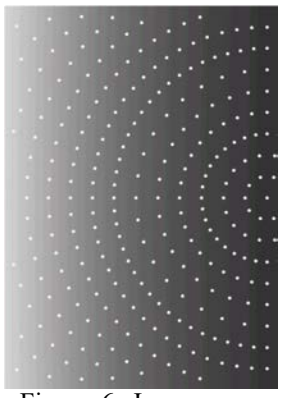


Figura 6: Imagem com 30 kVp, 120 mAs, dff = 50 cm, filme Kodak.

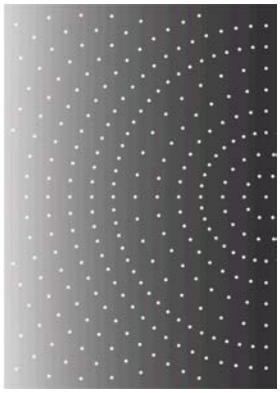


Figura 7: Imagem com 30 kVp, 120 mAs, dff = 50 cm, filme Kodak.

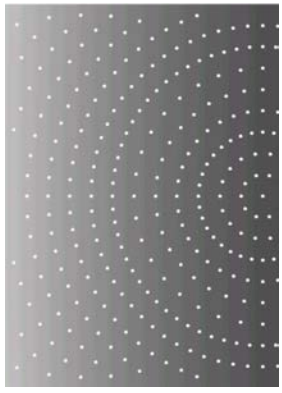


Figura 8: Imagem com 30 kVp, 120 mAs, dff = 50 cm, filme Min-R.

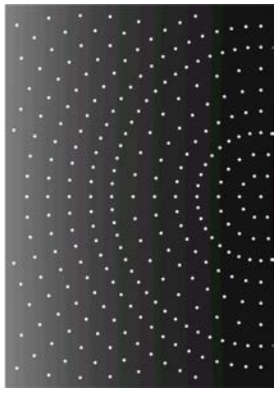


Figura 9: Imagem com 35 kVp, 120 mAs, dff = 50 cm, sem écran.

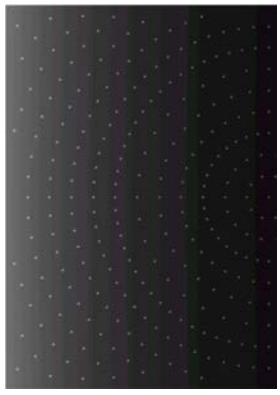


Figura 10: Imagem com 35 kVp, 4 mAs, dff = 50 cm, com écran.



Figura 11: Imagem real obtida com 44 kVp, 4 mAs, dff = 60 cm, filme Kodak + écran, ponto focal de 1,2 x 1,8 mm.

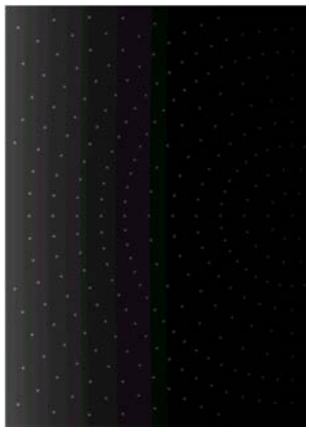


Figura 12: Imagem simulada com 44 kVp, 4 mAs, dff = 60 cm, filme Kodak + écran, ponto focal de 1,2 x 1,8 mm.

As figuras 5 e 6 mostram o aumento da densidade ótica provocada pela variação da kVp. A figura 5 obtida com 36 kVp se mostra mais nítida devido ao maior contraste, ao passo que a figura 6, obtida com 30 kVp, possui um menor contraste, ou seja, menor nitidez.

As figuras 7 e 8 ilustram a influência do filme radiográfico utilizado. A figura 7 utiliza um filme de maior sensibilidade, oferecendo uma melhor resposta e conseqüentemente melhor qualidade de imagem. A figura 8, apesar de utilizar a mesma técnica de exposição da figura 7, foi obtida com um filme de menor sensibilidade, gerando dessa forma, uma imagem com menor contraste.

Já as figuras 9 e 10 ilustram de forma prática a influência da utilização do écran reforçador. A figura 9 não utiliza écran, no entanto, para produzir uma boa imagem são necessários 120 mAs, enquanto que, a figura 10, com a combinação écran-filme, necessita somente de 4 mAs para produzir uma boa imagem.

Por fim, as figuras 11 e 12 demonstram a eficiência da simulação computacional, comparando uma imagem real e uma imagem simulada, obtida com a mesma técnica de exposição.

Conclusão

Os fenômenos físicos presentes no processo de formação de imagens radiológicas são fundamentais na determinação da nitidez e do contraste das imagens produzidas pelos equipamentos de raios X. A unificação dos algoritmos de simulação possibilitou a criação de um sistema virtual que contempla todos os fenômenos físicos considerando a influência que um parâmetro exerce sobre os demais. O controle de qualidade proporcionado abrange todas as posições do plano imagem, ao contrário das técnicas utilizadas tradicionalmente. Além disso, o sistema apresenta os resultados em forma de imagens simuladas, possibilitando ao usuário a visualização dos efeitos causados pelos fenômenos presentes no processo de formação de imagens e a influência que a alteração dos parâmetros e técnicas de exposição provocam, sem a necessidade de interpretação de dados numéricos por parte do usuário.

A operação do sistema radiológico virtual é extremamente simples, pois o sistema é provido de interfaces amigáveis e intuitivas para o usuário. Para ser utilizado, o sistema radiológico virtual necessita apenas de um microcomputador pessoal comum (PC), de custo bastante acessível e que também pode ser utilizado para outras atividades. No entanto, o maior atrativo desse tipo de ferramenta, consiste na possibilidade de expansão da versão original. Módulos complementares podem adicionar mais funções ao sistema, ou ainda otimizar os módulos já existentes. Essas características tornam o sistema bastante robusto, possibilitando ao pesquisador e ao usuário uma gama muito grande de possibilidades, característica inexistente ou no mínimo, pouco prática, em outras modalidades de controle de qualidade.

Referências

[1] OLIVEIRA, H.J.Q., FRÈRE, A.F., SCHIABEL, H., AZEVEDO, P.M., MARQUES, M.A., PEREIRA, A.S., "Evaluating the radiologic images quality by a simulation of objects sharpness", SPIE Eletronic Imaging , San Jose, CA, USA, 1996, pp 618-627, 1996.

[2] MARQUES, M.A., FRÈRE, A.F., OLIVEIRA, H.J.Q., AZEVEDO, P.M., SCHIABEL, H., "Computerized Method for Radiologic Systems Parameters Simulation Intended to Quality Assurance Programs", Journal IFMBE - Medical & Biological Engineering & Computing, .37(2):1244-1245, 1999.

[3] IRITA, R.T., FRÈRE, A.F., MARQUES, M.A., "Simulação Computacional do Efeito Compton para avaliação do desempenho dos sistemas CAD Mamográficos", XVIII Cong. Brasileiro de Eng. Biomédica, Florianópolis, Brasil, 2000, pp. 1023-1027, 2000.

[4] XCOM WEB, Internet site adress: *http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html acessado em 15/04/2004.*

[5] SILVA, M.A, FRÈRE, A.F., MARQUES, M.A, MATTOS, L.S., "Heel effect's influence on the performance of screen-film combinations", Journal IFMBE - Medical & Biological Eng. & Computing, 37(2), 1999.

POTENCIAL EVOCADO AUDITIVO DE LONGA LATÊNCIA: UM ESTUDO DA RESPOSTA P1-N1-P2

L. C. Vieira & P. Nohama

CEFET-PR / CPGEI / Departamento Acadêmico de Eletrônica, Curitiba, Brasil

e-mail: lcvieira@cefetpr.br

Abstract: This paper describes a study of the variation of LAEP waveform parameters due to the stimulus intensity and the auditory attention. The experimental procedure combines three stimuli intensities and two cognitive tasks. A group of rules were proposed and an algorithm implemented in order to identify P1, N1 and P2 components automatically and to define their amplitude and latency. Seventy two LAEP registers were processed. There was significant reduction of P2 latency and relevant increment of N1-P2 amplitude with auditory attention. There was variation of LAEP when stimulus intensity grew from 60 to 70 dBHL. The results suggest clinical application of P2 latency and N1-P2 amplitude in studies of cognitive deficits.

***Palavras Chaves*: potencial evocado auditivo, intensidade de estímulo, atenção auditiva.**

Introdução

Os potenciais evocados auditivos de longa latência (PEALL) contribuem para a investigação de habilidades cognitivas envolvidas no processamento da informação, tais como atenção, discriminação e memória [1]. Entretanto, há uma grande variabilidade nos resultados do exame de PEALL o que dificulta a definição de padrões de normalidade e, portanto, a sua aplicação clínica. Supõe-se que uma das formas de diminuir esta variabilidade seja conhecer melhor a influência dos parâmetros de estímulo sobre o potencial evocado. Outra forma envolve o conhecimento da influência do estado cognitivo do indivíduo sobre os resultados e a definição de um protocolo em que este estado se mantenha o mais estável possível.

Na pesquisa descrita neste artigo, foram identificados e analisados os componentes PEALL do complexo P1-N1-P2. Estes componentes correspondem a uma seqüência pico-vale-pico que ocorre no intervalo de tempo entre 50 e 200 ms após a aplicação do estímulo auditivo.

O objetivo da pesquisa é investigar as alterações na resposta P1-N1-P2 dos PEALL, em função da intensidade de estímulo e da atenção auditiva. Particularmente: (1) definir e aplicar critérios para identificação dos componentes P1-N1-P2; (2) identificar e comparar as alterações nos potenciais evocados com a variação na intensidade do estímulo auditivo e; (3) identificar e comparar as alterações nos potenciais evocados em função do grau de atenção dado ao estímulo.

Materiais e Métodos

O protocolo experimental utilizado engloba quatro condições. Para cada condição foram realizados dois registros, totalizando oito registros consecutivos de PEALL por voluntário. As condições experimentais combinam três intensidades de estímulo e duas tarefas cognitivas, da seguinte forma:

Condição 1: são aplicados estímulos auditivos com intensidade de 50 dB HL em conjunto com a tarefa de *ignorar estímulos*. Neste tipo de tarefa não é solicitado ao voluntário que preste mais atenção ou que conte os estímulos.

Condição 2: são aplicados estímulos auditivos com intensidade de 60 dB HL em conjunto com a tarefa de *ignorar estímulos*.

Condição 3: são aplicados estímulos auditivos com intensidade de 70 dB HL em conjunto com a tarefa de *ignorar estímulos*.

Condição 4: são aplicados estímulos auditivos com intensidade de 60 dB HL em conjunto com a tarefa de *contar estímulos*. Neste tipo de tarefa é solicitado ao voluntário que conte mentalmente os estímulos.

As alterações na resposta evocada em função da intensidade do estímulo auditivo foram investigadas comparando-se as condições 1 e 2 e as condições 2 e 3, entre si. A investigação das alterações na resposta evocada, em função da atenção dada ao estímulo, foi efetuada comparando-se as condições 2 e 4 entre si.

Participaram como voluntários 9 indivíduos, sendo 4 do sexo feminino e 5 do sexo masculino, com idades entre 19 e 40 anos (média de 26,6 anos e desvio-padrão de 6,9 anos). Os voluntários deram o seu consentimento livre e esclarecido, por escrito. Nenhum voluntário relatou problema auditivo ou neurológico recente.

Os registros de PEALL foram realizados na sala de exames de potenciais evocados do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, com a colaboração de uma fonoaudióloga pertencente ao corpo clínico do hospital. Utilizou-se o equipamento de potencial evocado Nihon-Kohden, modelo MEB-7102.

Os sinais foram coletados em duas derivações eletroencefalográficas, tomadas sobre o couro cabeludo através de eletrodos posicionados no vértex (Cz), no

processo mastóide esquerdo (M_1) e direito (M_2), sendo o terra colocado na testa (Fpz), de acordo com o Sistema Internacional 10-20 [2]. A derivação Cz/M_1 foi conectada ao canal 1 do equipamento, enquanto a derivação Cz/M_2 foi conectada ao canal 2.

Os registros foram realizados com o voluntário sentado numa poltrona, situada ao lado da caixa de conexão dos eletrodos. As lâmpadas fluorescentes do laboratório foram desligadas durante o experimento para diminuir a interferência visual oscilante induzida no voluntário e reduzir a interferência elétrica sobre o equipamento de aquisição. Antes da fixação dos eletrodos, tanto o couro cabeludo como os eletrodos foram limpos com algodão embebido em álcool. A fixação foi efetuada com pasta eletrolítica, para melhorar a condutividade elétrica, e por meio de esparadrapo do tipo micropore.

Os voluntários foram orientados, previamente, a não realizar esforço físico estressante no dia dos experimentos e a não tomar bebida alcoólica no intervalo de 48 h antes da realização dos mesmos. No momento do registro, a fim de reduzir artefatos provocados por movimentos oculares e faciais, orientou-se o voluntário a permanecer em silêncio e a olhar para um ponto fixo na parede, onde foi colada uma figura geométrica circular.

Estímulos auditivos do tipo *click* alternado com duração de 1 ms, apresentados a um intervalo de 2 s entre estímulos, foram empregados para aquisição dos PEALL. Os estímulos foram apresentados de forma binaural (simultaneamente nos dois ouvidos) através de fones de ouvido.

O amplificador do equipamento de potencial evocado foi ajustado para uma sensibilidade de 10 μV/div. O filtro passa-faixa foi ajustado com freqüências de corte (-3 dB) em 1Hz (-6 dB/oitava) e 50 Hz (-12 dB/oitava). A digitalização do sinal foi realizada com freqüência de amostragem de 1 kHz, para um tempo de análise de 500 ms pós-estímulo. Para determinação da linha de base (0V), foi também adquirido e digitalizado um sinal pré-estímulo de 11 ms. A resposta promediada foi calculada para um total de 25 estímulos válidos, sendo excluídos da promediação respostas a estímulos que causam amplitudes maiores que 85 μVpp, consideradas como artefatos. Cada registro continha duas respostas promediadas correspondentes às derivações Cz/M_1 e Cz/M_2.

O protocolo experimental como um todo durou aproximadamente 36 min, sendo em torno de 6 min para a colocação dos eletrodos e estabilização da impedância e em torno de 30 min para a aquisição de sinais propriamente dita.

O processamento digital *offline* envolveu os processos de conversão de formato dos dados, calibração, determinação da linha de base e filtragem passa-faixa. O sinal assim processado foi submetido a um algoritmo para identificação dos componentes PEALL, os quais são utilizados no cálculo dos parâmetros de análise das respostas. Os sinais dos dois canais foram transformados em um único gráfico, correspondendo à resposta média entre as duas derivações. Foi utilizado um filtro passa-faixa digital do tipo Butterworth de 4ª. ordem, com freqüências de corte entre 1 e 30 Hz.

Elaborou-se um conjunto de critérios e regras para identificar, de forma automática, as ondas P1, N1 e P2 e determinar seus valores de latência e amplitude, tomando-se por base os critérios comumente citados na literatura [1] [3]. Os critérios e regras são os seguintes:

a) P1: último pico que ocorre antes de N1, com latência maior ou igual a 50 ms e com amplitude, ao menos, 1,5 μV maior do que N1.

Regra A1: se o pico encontrado não tiver a amplitude mínima, será procurado outro pico anterior, até o limite de 50 ms.

b) N1: vale de máxima amplitude que ocorre no intervalo de 70 a 120 ms.

Regra B1: se a amplitude *N1 média* for maior (mais positiva) que a amplitude *pré-N1 média* ou que a amplitude *pós-N1 média*, N1 não será identificado.

c) P2: primeiro pico que ocorre após N1, com latência de 120 a 200 ms e com amplitude, ao menos, 2,0 μV maior do que N1.

Regra C1: se o primeiro pico encontrado não tiver a amplitude mínima, P2 não será identificado.

Regra C2: se houver algum pico, após N1 e antes de 120ms, com amplitude maior ou igual a do pico encontrado após 120 ms, P2 não será identificado.

A amplitude *N1 média* é calculada sobre uma janela de tempo de 20 ms centrada em N1, ou seja, como a média aritmética das amplitudes nos instantes N1 ± 10 ms. A amplitude *pós-N1 média* é calculada sobre uma janela de tempo de 20 ms que começa 11 ms após N1. A amplitude *pré-N1 média* é calculada sobre uma janela de tempo de 20 ms que termina 11 ms antes de N1.

Resultados

Na Figura 1 são apresentadas, a título de ilustração, as respostas de um voluntário aos estímulos de 50, 60 e 70 dB HL de intensidade, nas quais não foi dada instrução para que o voluntário contasse os estímulos.

Ao todo foram processados 72 registros. O componente P1 teve um baixo índice de identificações (55,5 %) em comparação com N1 (98,6 %) e P2 (93,1 %). Por isso, ele foi descartado da análise estatística.

Nas Tabelas 1 e 2 são apresentados a média e o desvio-padrão obtidos dos registros de 9 voluntários em cada condição experimental, para os parâmetros absolutos de latência e amplitude N1 e P2, e para os parâmetros relativos de latência e amplitude N1-P2.

As alterações na resposta evocada foram verificadas utilizando-se o test *t* pareado, aplicado aos parâmetros: amplitude N1-P2, latências de N1, P2 e N1-P2.

Não foram encontradas variações significativas ($p<0,05$) nas latências analisadas e nem na amplitude N1-P2, em função do aumento na intensidade de estímulo de 50 para 60 dB HL.

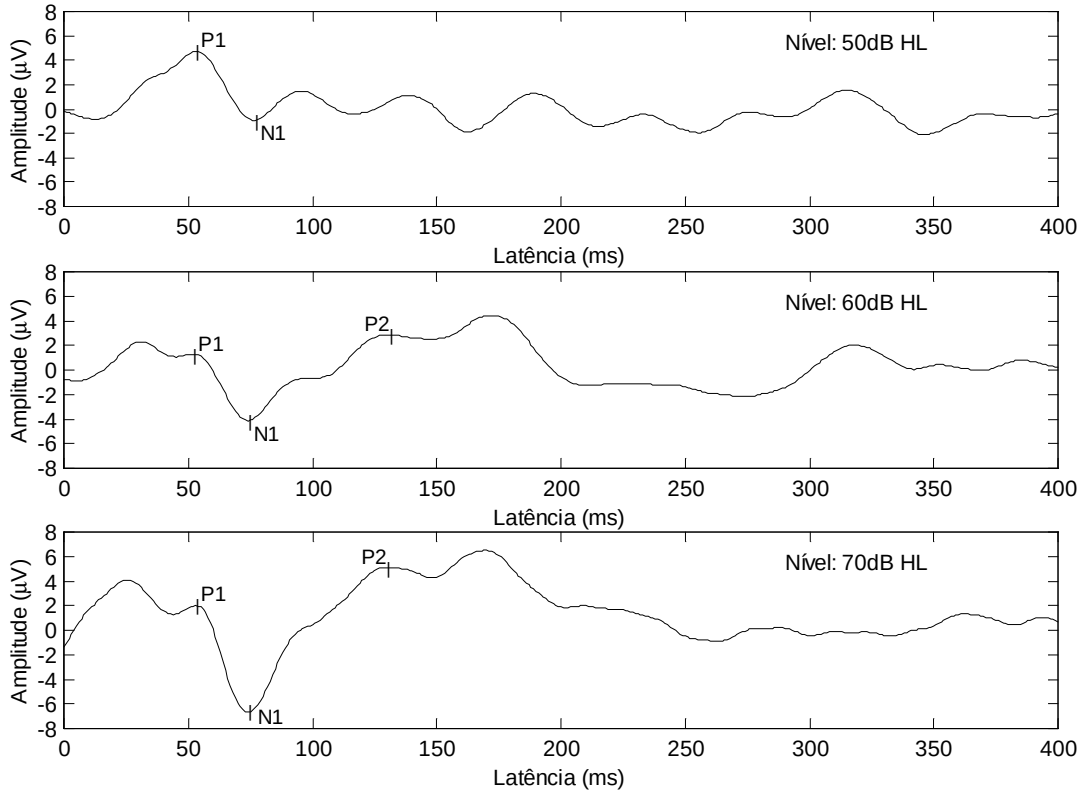


Figura 1: Sinais PEALL para as intensidades de estímulo de 50, 60 e 70 dB HL

Tabela 1: Médias (±DP) das amplitudes (µV) de N1 e P2, para as quatro condições experimentais e nove voluntários

Intensidade	Tarefa	N1	P2	N1-P2
50 dB HL	Ignorar estímulo	-2,41 ± 2,57	3,74 ± 2,26	6,71 ± 2,65
60 dB HL	Ignorar estímulo	-3,32 ± 2,31	4,42 ± 1,31	7,71 ± 2,54
70 dB HL	Ignorar estímulo	-4,17 ± 2,03	4,60 ± 2,00	8,77 ± 3,44
60 dB HL	Contar estímulo	-4,26 ± 2,54	4,89 ± 2,54	9,14 ± 3,16

Tabela 2: Médias (±DP) das latências (ms) de N1 e P2, para as quatro condições experimentais e nove voluntários

Intensidade	Tarefa	N1	P2	N1-P2
50 dB HL	Ignorar estímulo	88,76 ± 10,83	148,47 ± 12,22	59,20 ± 15,34
60 dB HL	Ignorar estímulo	91,72 ± 11,49	157,25 ± 18,37	67,63 ± 17,18
70 dB HL	Ignorar estímulo	85,78 ± 9,07	142,39 ± 12,20	56,61 ± 14,40
60 dB HL	Contar estímulo	88,00 ± 8,44	146,00 ± 13,31	58,00 ± 14,52

Ocorreram reduções significativas nas latências de N1 (to(17gl) = 2,398, p = 0,0141) e de P2 (to(15gl) = 2,185, p = 0,0226) com o incremento na intensidade de estímulo de 60 para 70 dB HL. Nenhuma variação significativa foi observada para a latência N1-P2 e amplitude N1-P2 para o mesmo incremento no nível do estímulo auditivo aplicado.

Houve uma redução significativa na latência de P2 (to(15gl) = 2,186, p = 0,0225) e um aumento significativo na amplitude N1-P2 (to(15gl) = -1,824, p = 0,0441) devido à contagem dos estímulos. As latências de N1 e N1-P2 não sofreram reduções significativas com a tarefa de contar estímulos.

Discussão

Verificou-se uma grande variação na morfologia das respostas entre voluntários. Entretanto, notou-se para alguns casos, que a onda P2 tinha uma conformação mais larga do que N1. Uma provável explicação para isto pode ser dada de acordo com o modelo proposto por Klimesch [4], no qual ele presume que a sincronização

de diferentes redes neurais ocorre dentro da janela de tempo do componente N1. Devido a esta sincronização ser maior em torno de N1 do que de P2, a onda N1 aparece com formato mais estreito do que P2.

O baixo percentual de detecção automática de P1 indica que o protocolo experimental utilizado não é adequado para a aquisição e análise deste componente, provavelmente devido à faixa de freqüências selecionada pelos filtros. A restrição da análise aos componentes N1 e P2 tem como vantagem uma especificação mais adequada dos parâmetros de estimulação auditiva e aquisição de dados.

Os valores encontrados para os diversos parâmetros dos componentes N1 e P2 (Tabelas 1 e 2) apresentaram similaridade com outras pesquisas descritas na literatura [5] [6] [7], o que valida a metodologia proposta.

Os parâmetros de latência N1, P2, N1-P2 e de amplitude N1-P2 não apresentaram alteração significativa com o incremento na intensidade do estímulo de 50 para 60 dB HL, porém foram encontradas reduções significativas ($p<0,05$) nas latências de N1 e P2 com o incremento na intensidade do estímulo de 60 para 70 dB HL. Este fato pode ser interpretado de duas formas: primeiro, devido à falta de linearidade do sistema auditivo, que não mantém o mesmo comportamento para diferentes faixas de intensidades de estímulo; segundo, a menor relação sinal/ruído para as intensidades de 50 e 60 dB HL, pode ter prejudicado a comparação dos resultados. Portanto, os quatro parâmetros analisados não se demonstraram adequados para avaliações audiológicas que necessitem de estímulos de intensidade variável, como no caso da detecção do limiar auditivo.

A redução na latência de P2, com a contagem dos estímulos, pode ser explicada pela provável redução no tempo de processamento do sistema nervoso auditivo, quando o indivíduo presta mais atenção ao estímulo. O incremento na amplitude N1-P2, com o aumento da atenção, confirma relatos da literatura [1] e pode ser interpretado como um aumento da sensibilidade do indivíduo em relação ao estímulo auditivo aplicado.

Os parâmetros de latência têm desvios-padrão percentualmente menores do que os parâmetros de amplitude (Tabelas 1 e 2), o que indica que as latências produzem valores normativos com menor variabilidade para os PEALL.

Conclusão

Uma das contribuições deste trabalho foi a síntese de um conjunto de critérios e regras para a identificação automática dos componentes P1, N1 e P2. Os resultados obtidos com a implementação do algoritmo de identificação automática foram satisfatórios, para os componentes N1 e P2, quando comparados com os valores médios descritos na literatura. A identificação automática tem como vantagens: (1) redução de erros provocados pela identificação visual dos picos e vales; (2) aplicação de um mesmo critério de identificação para todos os indivíduos.

A maioria das pesquisas sobre PEALL, realizadas no Brasil, enfatiza a aplicação clínica do componente P300 em problemas cognitivos [5] [6]. Os componentes N1 e P2 são usados apenas como auxiliares para a identificação do P300. No entanto, as alterações encontradas neste trabalho para a latência P2 e para a amplitude N1-P2, com o incremento da atenção auditiva, indicam que estes parâmetros podem ter aplicação clínica na área cognitiva, principalmente na avaliação de pacientes com alterações no processamento auditivo central.

Agradecimentos

A todos os voluntários, em especial à fonoaudióloga Gislaine R. M. Wiemes, que colaboraram com a realização do protocolo experimental.

Aos Departamentos de Engenharia Clínica e de Otorrinolaringologia do Hospital de Clínicas da UFPR, por todo o apoio logístico.

Referências

[1] McPHERSON, D. L., *Late potentials of the auditory system*, San Diego: Singular Publishing Group, 1996.

[2] WEBSTER, J. G. (Ed.), *Medical instrumentation: aplication and design*, 3ª ed., New York: J. Wiley, 1998.

[3] COVINGTON J.W., POLICH J., "P300, stimulus intensity, and modality", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 100(**6**):579-84, 1996.

[4] KLIMESCH, W., "EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis", *Brain Research Reviews*. 29(**2**):169-95, 1999.

[5] COLAFÊMINA J.F., FELLIPE A.C.N., JUNQUEIRA C.A.O., FRIZZO A.C.F., "Potenciais evocados auditivos de longa latência (P300) em adultos jovens saudáveis: um estudo normativo", *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*. 66(**2**):144-48, 2000.

[6] FRANCO, G.M., "O potencial evocado cognitivo em adultos normais", *Arq. Neuropsiquiatria*. 59(**2A**):198-200, 2001.

[7] MANJÓN M., de MONTES C., VILLANUEVA J., VINUALES M., MENÉNDEZ C., "Tablas de normalidad de los potenciales acústicos de mediana y larga latencia", *Rev. Neurol.* 26(**153**):755-59, 1998.

ALGORITMO PARA COMPRESSÃO DE SINAIS DE EMG ISOTÔNICOS UTILIZANDO REDES NEURAIS ARTIFICIAIS

P. A. Berger*, F. A. O. Nascimento*, J. C. Carmo*, A. F. Rocha*

* Universidade de Brasília – UnB / Departamento de Engenharia Elétrica, Brasília, Brazil

e-mail: pedrobg@uol.com.br

Abstract: This paper presents an algorithm for isotonic electromyography (EMG) signal compression. The compression algorithm uses a discrete wavelet transform, an strategy of dynamic bit allocation, having as a dictionary the Kohonen layer of an artificial neural network and an entropy coder. The EMG signals are pre-processed by an optimized de-noising algorithm, which uses translation invariant wavelet transform. The results showed that it is possible to codify EMG signals with compression gains up to 8:1 with an almost perfect signal reconstruction.

***Palavras Chaves*: electromyography, Kohonen, wavelet, compression.**

Introdução

Ao longo dos últimos anos o desenvolvimento de técnicas para o processamento digital da informação contida nos sinais de eletromiografia (EMG) tornou-se fundamental para a pesquisa de diversos fenômenos neuromusculares. Entretanto, a digitalização dos sinais de EMG por um tempo relativamente longo (alguns minutos) exige uma quantidade de memória que torna a construção de banco de dados destes sinais inviável. Este artigo propõe um algoritmo para a compressão de sinais de EMG isotônicos que resulta em uma representação eficiente da informação digitalizada e viabiliza o seu armazenamento em dispositivos de armazenamento em massa ou transmissão por meios físicos. Esse algoritmo é baseado no algoritmo de compressão de sinais de EMG isométricos, apresentado em [1] e usa a codificação por transformadas ortogonais, mais especificamente a transformada *wavelet* discreta (TWD). Outros estudos sobre a compressão de sinais de EMG isométricos podem ser encontrados em [2 e 3]. Contudo, os sinais de EMG isotônicos apresentam características que exigem uma abordagem adaptativa na alocação de bits dos coeficientes transformados. Por isso o algoritmo objeto deste trabalho utiliza também redes neurais artificiais de aprendizagem competitiva, particularmente a camada de Kohonen, para a alocação de bits na quantização dos coeficientes transformados. A rede de Kohonen possibilita que para cada bloco de coeficientes transformados, uma alocação de bits ótima seja calculada e transmitida de forma eficiente, resultando em uma melhor relação sinal/ruído.

Materiais e Métodos

Pré-processamento do sinal de EMG: O processo de digitalização adiciona ao sinal de EMG vários tipos de ruídos, provocados por fenômenos fisiológicos e pela instrumentação. Para aumentar a performance do algoritmo de compressão decidimos aplicar um algoritmo de minimização de ruído ao sinal de EMG. A técnica escolhida neste caso foi a minimização de ruído por transformada *wavelet* invariante ao deslocamento (TWID), conforme mostra o diagrama de blocos a seguir.

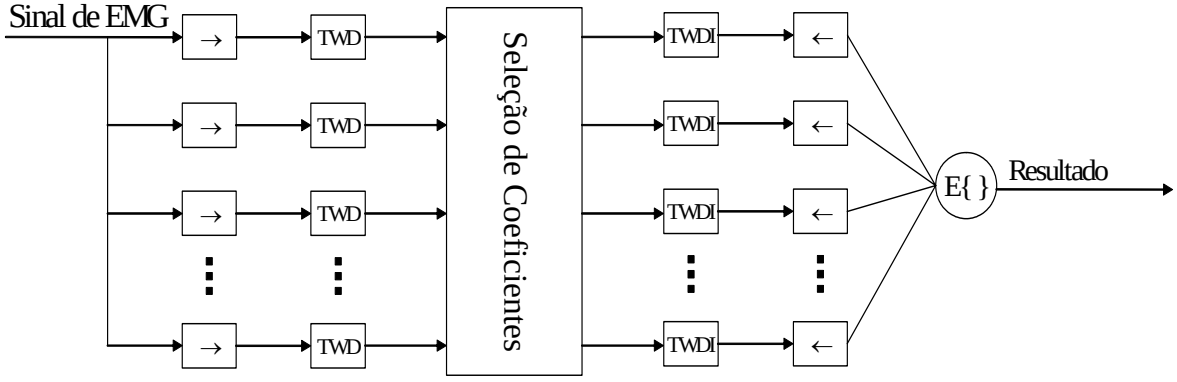


Figura 2: Diagrama de blocos para a minimização de ruído por TWID.

O procedimento representado por esse diagrama de blocos pode ser resumido como: 1) calcula-se M versões do sinal de EMG aplicando-se M deslocamentos circulares ao sinal original; 2) Calcula-se a TWD para cada sinal deslocado circularmente; 3) Descarta-se os coeficientes transformados de menor amplitude aplicando-se um limiar de amplitude fixo; 4) Calcula-se a TWDI (Transformada *Wavelet* Discreta Inversa) para os coeficientes restantes; 5) Aplica-se os deslocamentos circulares inversos e calcula-se a média dos sinais resultantes. A função de base *wavelet* escolhida para a minimização de ruído foi a *Daubechies-4*, em [1] mostrou-se que esta função de base tem a maior correlação com os potenciais de ação dos sinais de EMG, portanto consegue extrair melhor a estatística destes sinais. A performance do algoritmo de minimização de ruído foi medida em termos do erro médio quadrático (EMQ) entre os sinais de EMG originais e seus correspondentes depois da minimização de ruído. Na Figura 3 mostramos um gráfico do EMQ versus o limiar de amplitude aplicado aos coeficientes transformados.

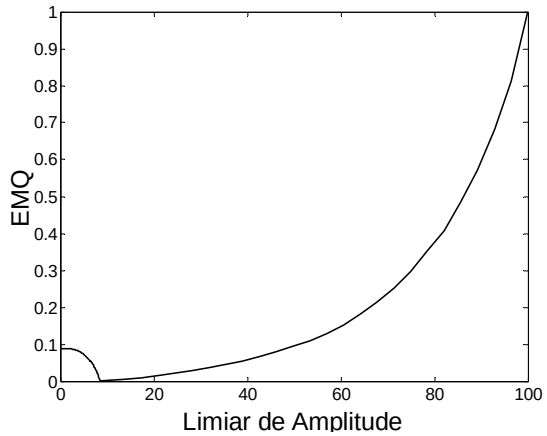


Figura 3: Comparação entre o EMQ e o limiar de amplitude.

Do resultado da Figura 3 podemos perceber que o limiar de amplitude ótimo é de 9%. Uma medida objetiva da performance da minimização pode ser obtida calculando a quantidade de energia que é preservada do sinal original através de uma medida que chamamos de %E:

$$\%E = 100 \frac{\sum_{n=0}^{N-1} \tilde{x}[n]}{\sum_{n=0}^{N-1} x[n]} \quad (1)$$

Para o limiar de amplitude ótimo de 9% a quantidade de energia preservada do sinal original é de %E=93,04. Uma análise subjetiva deste resultado pode ser observada na Figura 4, onde comparamos um sinal de EMG original e seu correspondente após a minimização de ruído com limiar de amplitude ótimo.

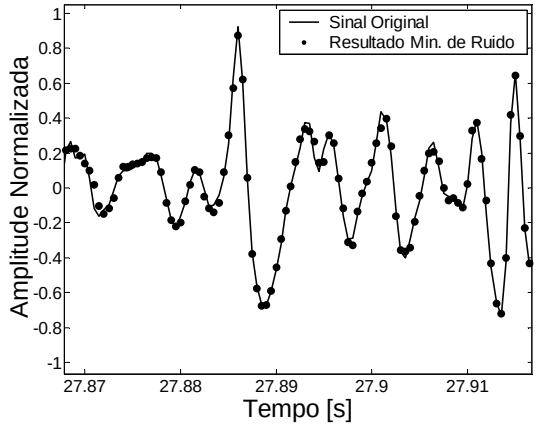


Figura 4: Comparação entre um sinal de EMG original e seu correspondente após a minimização de ruído.

Descrição do Algoritmo de Compressão: O algoritmo de compressão proposto neste trabalho pode ser representado pelo diagrama de blocos da Figura 5. Depois da minimização de ruído o sinal de EMG é dividido em blocos de tamanho fixo, cada bloco é então transformado para o domínio da freqüência. Essa transformação é feita usando a TWD com funções de base *Daubechies-4*. Em seguida cada bloco transformado é submetido a um processo de normalização, onde cada coeficiente transformado é multiplicado por um fator de escala λi:

$$\lambda_i = round\left\lfloor \frac{2^Q}{\max\{X[k]\}} \right\rfloor \quad (2)$$

Onde i é o índice do bloco que esta sendo processado, Q é um fator de qualidade e X[k] são os coeficientes transformados. Este processo de normalização juntamente com a TWD provoca o surgimento de muitos coeficientes nulos. Ao contrário dos codificadores por transformada tradicionais, que estabelecem um limiar fixo para cada bloco, este procedimento é equivalente a uma limiarização que se adapta à estatística do sinal, proporcionando melhor relação sinal-ruído.

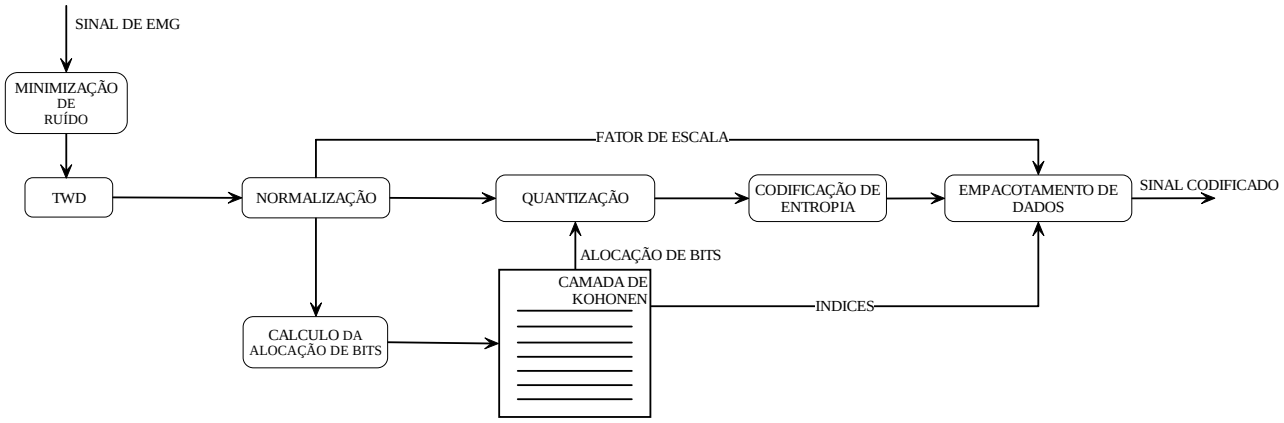


Figura 5: Diagrama de blocos do codificador.

Depois da limiarização, cada bloco de 2048 coeficientes é dividido em 16 sub-bandas. Para cada sub-banda é calculada a quantidade de bits que o maior coeficiente transformado necessita, ou seja, um vetor de alocação de bits temporário de 16 amostras. Este vetor é aproximado pela camada de Kohonen, que retorna o vetor de alocação de bits definitivo. A camada de Kohonen utilizada representa um dicionário com 64 vetores, portanto são necessários seis bits por bloco para transmitir o índice do vetor de alocação de bits definitivo ao decodificador. Uma vez determinado o vetor de alocação de bits definitivo, o bloco transformado é quantizado e codificado usando codificação por entropia. Por fim é realizado o empacotamento de dados, onde é adicionado ao bloco codificado a informação lateral necessária à decodificação. Esta informação lateral é de 22 bits por bloco, onde seis bits são necessários para transmitir a classe da alocação de bits e 16 bits para o fator de normalização. A decodificação é realizada seguindo o caminho inverso no diagrama de blocos da Figura 5.

Resultados

Os sinais de EMG utilizados na obtenção dos resultados experimentais foram digitalizados com uma taxa de amostragem de 2000 amostras por segundo, representadas com 16 bits por amostra. A transformada *wavelet* utilizada foi a *Daubechies-4*. Os resultados mostraram que esta é a função de base *wavelet* que resulta na melhor performance do algoritmo de compressão. A escala de resolução utilizada foi igual a 8, observamos que quando aumentamos a escala de resolução a performance do algoritmo de compressão melhora, uma vez que a transformada consegue extrair melhor a estatística do sinal. Entretanto para escalas superiores a 8 não existe melhora na performance e o esforço computacional aumenta. A performance do algoritmo de compressão foi mensurada objetivamente segundo dois critérios: o ganho de compressão e a relação sinal-ruído (RSR) do sinal reconstruído. O ganho de compressão é definido como a razão entre a quantidade de bits necessária para representar o sinal antes e depois da compressão. A relação sinal-ruído Da reconstrução é definida como:

$$SNR = 10 \log_{10} \left[\frac{\sigma_x^2}{\sigma_e^2} \right] \quad (3)$$

onde σ_x^2 é a variância do sinal de EMG, σ_e^2 a variância do erro de reconstrução, $\sigma_x^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x[n]^2$, $\sigma_e^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} (x[n] - \bar{x}[n])^2$, x[n] o sinal original (depois da minimização de ruído) e $\bar{x}[n]$ é o sinal reconstruído. Neste caso variância é igual energia, uma vez que a media do sinal é zero. Os resultados mostraram que uma RSR acima de 30 dB significa uma reconstrução do sinal quase perfeita. A Figura 6 a seguir mostra a performance do algoritmo de compressão quando variamos o limiar da minimização de ruído, incluindo os resultados com o limiar ótimo e sem minimização de ruído.

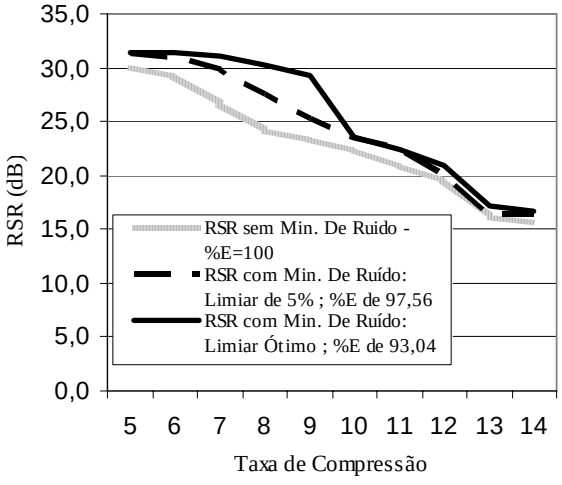


Figura 6: Performance do Algoritmo de Compressão.

A Figura 7 mostra uma comparação entre o sinal de EMG original e o sinal reconstruído depois de decodificar o sinal comprimido. Neste caso utilizamos o algoritmo de minimização de ruído com limiar de amplitude ótimo. O ganho de compressão alcançado foi de 8:1 e a RSR de 30.23 dB.

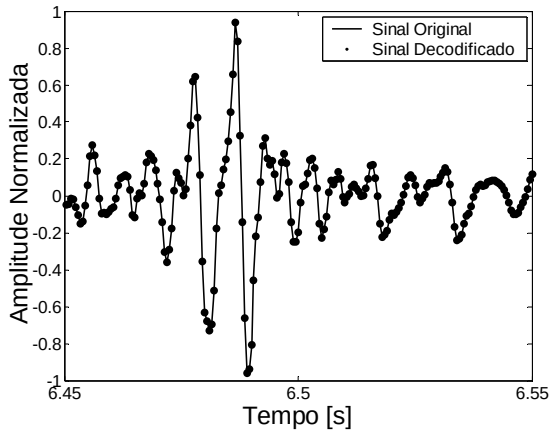


Figura 7: Comparação entre o sinal de EMG original e o sinal reconstruído.

Discussão

Dos resultados apresentados para o algoritmo de minimização de ruído podemos determinar um limiar ótimo de 9% do maior coeficiente transformado. Os resultados das simulações computacionais do algoritmo de compressão mostraram ser possível atingir um ganho de compressão de 8:1 com a relação sinal-ruído de 30 dB. Subjetivamente, podemos observar a partir da Figura 6 que sem qualquer tipo de minimização de ruído a taxa de compressão é de 5:1 para uma RSR de 30dB. Com a minimização ótima de ruído, a taxa de compressão sobe para 8:1 com RSR de 30dB. É possível variar o limiar da minimização de ruído abaixo do limiar ótimo para estudar o comportamento do algoritmo de compressão. Este procedimento resulta em performances intermediárias com taxas de compressão entre 5:1 e 8:1 com RSR de 30 dB. A Figura 7 mostra uma comparação entre o sinal de EMG original e o sinal reconstruído com limiar ótimo na minimização de ruído

Conclusão

Este artigo apresentou um algoritmo de compressão para sinais de EMG isotônicos, usando a transformada de *wavelet* discreta e um procedimento de alocação de bits dinâmico utilizando como dicionário a camada de Kohonen de uma rede neural artificial. Os sinais de EMG isotônicos foram submetidos à minimização de ruído utilizando a transformada *wavelet* invariante ao deslocamento. Os resultados do algoritmo de compressão proposto mostram que é possível atingir taxas de compressão que variam de 5:1 a 8:1 com a relação sinal-ruído de 30 dB.

Referências

[1] P.A. BERGER, F.A.O. NASCIMENTO, J.C. CARMO, A.F. ROCHA, I. DOS SANTOS, "Algorithm for compression of EMG signals" *Proc. 19th annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine Biology Society*, Cancun, México, 2003, pp. 1209-1302.

[2] A. GUERRERO, C. MAIHES, "On the choice of an electromyogram data compression method", *Proc. 19th annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine Biology Society*, 1997, pp. 1558-1561.

[3] G.L. ANTONIOL, P. TONELLA, "EEG dates compression technique", *IEEE Trans. On Biomed. Eng.*, 44 (**2**):105-114, 1997.

[4] A. GERSHO, R.M. GRAY, *Vector quantization and signal compression*, New Jersey: Kluwer Academic Publishers, pp. 225-252, 1992.

[5] C.J. DE LUCAS, "Physiology and mathematics of myoelectric signal" *IEEE Trans. Biomed Eng.*, 11(**4**):251-279, 1979.

[6] J. HELAL, J. DUCHENE, "A Pseudoperiodic Model for Myoelectric Signal During Dynamic Exercise", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 36(**11):**1092-1097, 1989.

ESTUDIO DE LA MICROVISCOSIDAD DURANTE LA POLIMERIZACIÓN DE LA HEMOGLOBINA S

M. Lores*, C. Cabal*, O. Nascimento** y A. M. Gennaro***

* Universidad de Oriente, Centro de Biofísica Médica, Santiago de Cuba, Cuba.
** Universidad de Sao Paulo, Instituto de Física de Sao Carlos, Grupo de Biofísica Molecular y Espectroscopia, Sao Paulo, Brasil.
*** Universidad Nacional del Litoral. Facultad de Bioquímica y Ciencias Biológicas, Santa Fe, Argentina.

e. mail: manuel@cbm.uo.edu.cu

Abstract: The microviscosity of hemoglobin A and hemoglobin S are analyzed in samples of intracellular concentration, during the free deoxygenation process and at 36 ºC, using Glutathione and Carbonmonoxihemoglobin labeled with 4-maleimido-Tempo. Labeled Glutathione shows a constant behaviour of the hemoglobin S microviscosity during the study. Labeled Carbonmonoxihemoglobin shows an increase of the microviscosity during the hemoglobin S polymerization process, which could explain the proton relaxation times behaviour determined in other articles for the same samples. Labeled Glutathione and Carbonmoxihemoglobing report constant behaviour of microviscosity in hemoglobin A.

Palabras Clave: microviscosidad, HbS, polimerización, relajación.

Introducción

La polimerización de la Hemoglobina S (HbS) es el proceso molecular base de toda la fisiopatología en la Anemia Drepanocítica [1], [2]. Este proceso provoca una disminución (~2 veces) de los tiempos de relajación protónica (T1 y T2) en muestras de HbS de concentración intraeritrocitaria bajo condiciones de desoxigenación espontánea [3]. Dicha disminución está relacionada con el incremento del tiempo de correlación rotacional de la HbS (τ_R) [4], quien está directamente relacionado, a su vez, con la viscosidad de la solución de proteínas [5].

La viscosidad de la solución de Hemoglobina (Hb) puede ser determinada empleando la ley generalizada de Mooney hasta concentraciones de aproximadamente 7 mM [6], [7]. Puede demostrarse, según esta ley, que, para concentraciones por debajo de 6 mM, la viscosidad de la solución sólo depende de la viscosidad intrínseca de la Hb, su concentración, y la viscosidad del solvente, y no depende de las interacciones entre las moléculas de proteína, o entre las moléculas de proteína y el solvente.

La Resonancia Paramagnética Electrónica (ESR) permite realizar estudios dinámicos en las soluciones de biomoléculas [4]. En particular, el empleo de radicales nitroxilos ha posibilitado el estudio de la microviscosidad (η_μ) [6] en soluciones de Hb, y ha sido demostrado que η_μ en el entorno de radicales nitroxilos disueltos en muestras de Hb coincide con la viscosidad de la solución para concentraciones de proteína iguales o menores a 5 mM [7].

El presente trabajo pretende comparar estudios de microviscosidad en la solución de Hb durante la polimerización de la HbS, realizados con sondas de pequeñas dimensiones y con sondas de tamaño comparable al de la proteína. Se analiza, además, la influencia de los cambios de microviscosidad obtenidos, para soluciones de HbS, en τ_R y en los comportamientos de T1 y T2 determinados en muestras de concentración intaeritrocitaria y en condiciones de desoxigenación espontánea [3].

Materiales y Métodos

Las muestras de Hemoglobina A (HbA) y HbS fueron obtenidas a partir de sangre total venosa de individuos y pacientes voluntarios empleando métodos clásicos [3].

Para la preparación del 4-maleimido-Tempo(4MT)+Glutatión(Glu) se toman 25 μl de una solución 20 mM de 4MT en etanol y se depositan en el fondo de un vial plástico de 2 ml. Se burbujea nitrógeno gaseoso en el vial para eliminar el etanol. Se añaden 20 μl de una solución 25 mM de Glu en PBS(pH 7.4). Después de 30 min de reacción, se burbujea nitrógeno gaseoso nuevamente

para dejar en el vial solamente el soluto de 4MT+Glu. A continuación se depositan 50 µl de Hb en el fondo del vial.

La Carbonmonoxihemoglobina (HbCO) fue preparada colocando Hb en atmósfera de monoxido de carbono (CO) durante 30 min. La transformación fue comprobada a través del espectro óptico de la hemoglobina. Muestras de HbACO y HbSCO fueron mezcladas con 4MT (2:1), e incubadas a 8 °C durante 24 horas bajo agitación lenta. La hemoglobina marcada (HbACO+4MT y HbSCO+4MT) es lavada con PBS, filtrada con una membrana Centricón (10 000 dalton) para eliminar el radical libre (al menos 5 veces), y llevada hasta la concentración intraeritrocitaria (~30 g/dl) empleando la membrana de 10000 dalton y utilizando la espectrofotometría óptica como método de verificación. Se mezcló 20 µl de HbACO+4MT o HbSCO+4MT con 80 µl de HbA o HbS respectivamente, y se tomaron 40 µl para el experimento de ESR.

El espectro clásico de ESR (Banda X) del 4MT+Glu se obtuvo en un espectrómetro BRUKER ER 200 con un campo central de 3390 Gauss, un barrido de 100 Gauss, una amplitud de modulación de 0.32 Gauss pico a pico, una atenuación de 18 dB, y una constante de tiempo de 100ms. El tiempo de correlación (τ_c) de esta sonda fue calculado utilizando la fórmula estándar para un régimen isotrópico de alta movilidad [6]. Para el cálculo de la microviscosidad alrededor del 4MT+ Glu (η_μ) fue empleada una curva de calibración de τ_c como una función de la viscosidad (m=(8.10±0.13) 10^{-8}s(Pas)$^{-1}$, T = 25 °C, r=0.994, N=13, p= 9 10^{-12}) construida tomando el espectro de la sonda en soluciones de sucrosa de concentración conocida a 36°C [6]. η_μ fue corregida por el cambio de temperatura empleando la fórmula de Debye [8].

Un espectrómetro de ESR Varian E-109 Century (Banda X) con un campo central de 3267 Gauss, 4 min de tiempo de barrido, y un sistema multipropósito Varian E-231 para el control de la temperatura fue empleado para la determinación del espectro de transferencia de saturación (ST-ESR) del 4MT enlazado a la Carbonmonoxihemoglobina en muestras de HbA y HbS. El segundo armónico fuera de fase de la señal de absorción($V_2^{'}$) fue obtenido con un barrido de campo de 160 Gauss, una amplitud de modulación de 5 Gauss pico a pico, una frecuencia de modulación de 50 kHz, y una constante de filtrado de 0.128. La relación C'/C [5] fue empleada para la estimación del tiempo de correlación rotacional del 4MT+HbACO y el 4MT+HbSCO (τ_c*). La microviscosidad alrededor de estas sondas (η_μ*) fue calculada dividiendo τ_c* por el tiempo de correlación rotacional de ambas sondas en agua a 36 °C (1.7 10^{-8} s), y multiplicando el resultado por la viscosidad del agua a esa temperatura (0.7052 mPas).

Todas las mediciones se realizaron en condiciones de desoxigenación espontánea y a 36 °C. Los errores en la determinación de η_μ fueron de 2.7 %, y en la obtención de C'/C fueron del 2 %.

Resultados

En la figura 1 se observa el comportamiento temporal típico de η_μ en muestras de HbA (29±1.6 g/dl) y HbS (30± 1.7 g/dl). Tanto en la HbA (2.14 mPas) como en la HbS (1.99 mPas) los valores de η_μ permanecen aproximadamente constantes durante todo el experimento.

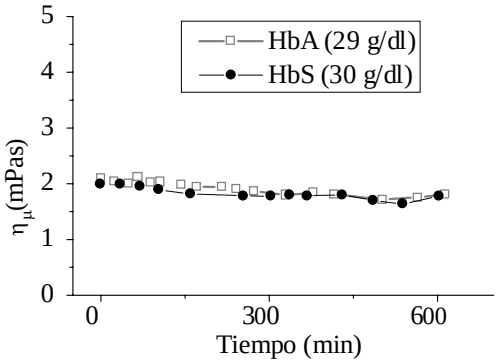


Figura 1: Comportamiento temporal típico de η_μ en muestras de HbA (29±1.6 g/dl) y HbS (30±1.7g/dl). Los valores de η_μ permanecen constantes en la HbA (2.14 mPas) y la HbS (1.99 mPas).

La ligera pendiente negativa que se observa en los comportamientos de ambas muestras (figura 1) está relacionada con el proceso de reducción del radical nitroxilo [10]. Este proceso provoca una pérdida de amplitud en todas las líneas de espectro de ESR que se manifiesta, sin embargo, con diferentes constantes de tiempo en las líneas empleadas para el cálculo del tiempo de correlación. Esta diferencia conduce a una aparente disminución del tiempo de correlación, que no puede interpretarse como un incremento en la movilidad.

La figura 2 muestra el comportamiento temporal típico de los valores normalizados de la relación C'/C obtenidos a partir de los espectros de ST-ESR del HbACO+4MT y el HbSCO+ 4MT disueltos en muestras de HbA y HbS respectivamente.

De acuerdo a los resultados experimentales (no normalizados), para la HbACO+4MT se obtuvo un comportamiento constante (C'/C = -1.55), a diferencia de la HbS donde los resultados muestran un comportamiento sigmoidal con tres etapas.

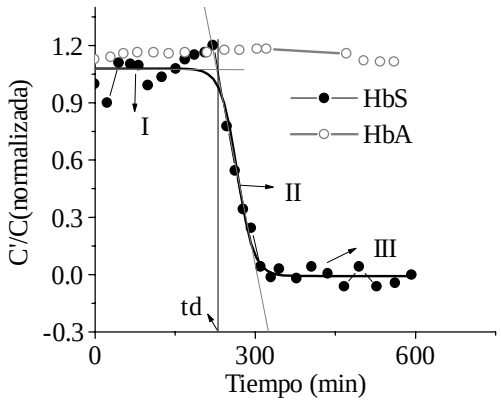


Figura 2: Valores normalizados típicos de C'/C en las muestras estudiadas. Los trazos continuos representan los ajustes Sigmoidal y lineal que caracterizan los resultados obtenidos en la HbS (30 g/dl) y HbA (33 g/dl) respectivamente.

En las etapas I y III C'/C permanece invariable, y en la II esta relación se incrementa hasta 1.4 veces su valor inicial. Los valores de C'/C para la HbACO+4MT, y la HbSCO+4MT durante la etapa I (C'/C = -1.72), se corresponden, según la calibración de Thomas y colaboradores, con lo reportado en la literatura para el tiempo de correlación rotacional (~10^{-8}s) de la Hb [4], [9].

Discusión

Los valores de η_μ obtenidos en la HbA (2.14 mPas) y la HbS (1.99 mPas) coinciden con lo esperado, según la ley de Mooney [7], para muestras de Hb de concentración intraeritrocitaria, y con otros resultados reportados en la literatura para muestras similares [8]. Gennaro y colaboradores demostraron que η_μ puede describirse por una ecuación igual a la que describe la viscosidad macroscópica (ley de Mooney) considerando nulo el factor que representa las interacciones entre las moléculas de Hb (K=0)[6]. Por otro lado, empleando la ley de Mooney puede demostrarse que para nuestro rango de concentraciones (≤ 5 mM) la viscosidad macroscópica tampoco depende de las interacciones entre las macromoléculas. Por tanto, es lógico esperar una coincidencia entre nuestros valores experimentales y los esperados según la ley Mooney.

Considerando que los valores de η_μ no son sensibles a las interacciones entre las moléculas de Hb puede explicarse también su comportamiento constante en las muestras de HbS (figura 1) a pesar del proceso de polimerización que tiene lugar en estas muestras en nuestras condiciones experimentales.

En este trabajo formulamos como hipótesis que la ausencia de sensibilidad de η_μ a las interacciones intermacromoleculares está relacionado con el pequeño volumen de esta sonda (0.033 10^{-19} cm^3) con respecto a la Hb (1.02 10^{-19} cm^3). Su volumen es aproximadamente 31 veces menor que el de la Hemoglobina, lo cual pudiera provocar que permanezca en el solvente sin sentir las interacciones entre las moléculas de Hb que son un elemento fundamental durante la polimerización de la HbS.

Teniendo en cuenta lo discutido anteriormente decidimos emplear el HbCO+4MT, una sonda con dimensiones similares a la Hb. En este caso, a partir de los valores de C'/C obtenidos (figura 2), podemos afirmar que los valores de $\eta_\mu^* \approx$ 2 mPas, en las muestras de HbA y de HbS (t<td), coinciden con lo obtenido utilizando como sonda el 4MT+Glu, y con los valores de viscosidad macroscópica de la Hb para las concentraciones empleadas. En las muestras de HbS η_μ^* se incrementa hasta aproximadamente 2 veces su valor inicial (η_μ^*=4.15 mPas). Este incremento en η_μ^* pudiera explicar el aumento de τ_R y la disminución de T1 y T2 durante la polimerización de la HbS [3], [11]. Las tres etapas que caracterizan el comportamiento de C'/C en la HbS reflejan las tres fases del proceso de polimerización identificadas por otros métodos [1], [13]: un inicio de agregaciones moleculares reversibles (I), seguido de un proceso de polimerización irreversible a partir del tiempo de demora (td) y con la formación del núcleo crítico [1], [11], que concluye (III) con un proceso de alineación y crecimiento de los polímeros ya formados, y que da lugar a la formación de microdominios estructurales inhomogéneos [1], [12].

El td determinado a partir del espectro de ST–ESR del 4MT+HbSCO (~ 239 min) coincide con los resultados obtenidos en otros experimentos de Resonancia Magnética en condiciones de desoxigenación espontánea, teniendo en cuenta una variabilidad entre individuos de aproximadamente el 21 % [11].

Las posibilidades de la sonda construida con la unión del 4MT y la carbonmonoxiHbS para ser sensible a los cambios de la microviscosidad en su entorno, durante la polimerización de la HbS, se deben a que sus dimensiones son comparables a las de las macromoléculas que conforman la solución en estudio, y por tanto, interacciones intermoleculares como las que tienen lugar durante el proceso de agregación molecular afectan su movimiento.

Conclusiones

Los valores de microviscosidad determinados en muestras de HbA y HbS (t<td) de concentración intraeritrocitaria, y a 36 °C, coincidieron con la viscosidad macroscópica de la solución en las

mismas condiciones experimentales, y mostraron independencia de las dimensiones de la sonda empleada.

Para monitorear los cambios de viscosidad durante la polimerización de la HbS fue necesario emplear una sonda con dimensiones similares a la hemoglobina. Los cambios de viscosidad observados permiten explicar el incremento del tiempo de correlación rotacional de la Hemoglobina, y la disminución de los tiempos de relajación protónica (T1 y T2) durante la polimerización de la HbS.

Las diferencias en las sensibilidades de ambas sondas a las interacciones entre las moléculas de hemoglobina pudieran estar relacionadas con las diferencias en sus dimensiones relativas con respecto a la proteína. El empleo de sondas con dimensiones similares a la hemoglobina puede constituir una herramienta mucho más efectiva si se pretende estudiar el efecto sobre la microviscosidad de procesos vinculados a interacciones intermacromoleculares.

Agradecimientos

Queremos agradecer el apoyo recibido para el desarrollo de este trabajo al Ministerio de Educación Superior (MES) de la República de Cuba, la Coordinadora Brasileña para el perfeccionamiento de la Educación Superior (CAPES), y la Secretaría de Ciencia y Tecnología de la República Argentina.

Referencias

[1] EATON W. A., HOFRICTER J., "Sickle Cell haemoglobin Polymerization", *advan. Prot. Chem.* 40: 63-279, 1990.

[2] FERRONE F.A., MANNING J.M., WEI B., JOSEPHS R., BOOKCHIN R.M., BRIEHL R. W., LI X., "Sickle hemoglobin Polymer stability probed by triple and quadruple mutant hybrids", *J. Biol. Chem.* 277(**16**): 13479-13487, 2002.

[4] CABAL C., FERNÁNDEZ A., LORES M., ALVAREZ E., LOSADA J., SOLER C., PÉREZ E., 'Magnetic relaxation in the Kinetics of the polymerization of Hemoglobin S. Clinical Diagnosis and treatment with vanillin', Proc. ISMRM Sixth meeting and exhibition, Sidney, Australia, 1998, pp. 1705, 1998.

[6] THIYAGARAJAN P., JOHNSON M. E., "Saturation Transfer Electron paramagnetic resonance detection of Sickle hemoglobin aggregation during desoxygenation", *Biophys. J.* 42(**3**): 269-274, 1983.

[7] THOMAS D. D., DALTON L. R., HYDE J. S., "Rotational diffusion studied by passage saturation transfer electron paramagnetic resonance", *J. Chem. Phys.* 65(**8**): 3006-3025, 1976.

[8] GENNARO A. M., LUQUITA A., RASIA M., "comparison between internal microviscosity of low-density erythrocytes and the microviscosity of hemoglobin solutions: An electron paramagnetic resonance study", Biophys. *J.* 71: 389-393, 1996.

[9] HERRMANN A., MÜLLER P., "Correlation of the internal microviscosity of human erythrocytes to the cell volume and the viscosity of hemoglobin solutions", *Biochim. Biophys. Acta.* 885: 80-87, 1986.

[10] DAVELOOSE D., FABRE G., BERLEUR F., TESTYLIER G., LETERRIER F., "A new spin label method for the measurement of erythrocyte internal microviscosity ", *Biochim. Biophys. Acta.* 763: 41-49, 1983.

[11] BRYANT R. G., SHIRLEY W. M., "Dynamical deductions from nuclear magnetic resonance relaxation measurements at the water-protein interface", *Biophys. J.* 32: 3-16, 1980.

[12] FILKENSTEIN E., ROSEN G. M., RAUCKMAN E. J., "Superoxide-dependent reduction of Nitroxides By Thiols" *Biochim. Biophys. Acta.* 802: 90-98, 1984.

[13] FERNÁNDEZ A., Kinetics of HbS polymerization studied by NMR. Contribution to Sickle Cell Disease treatment and evaluation, Santiago de Cuba: University of Oriente Press, 2002.

[14] ROUFBERG A., FERRONE F. A., "A model for the Sickle Cell hemoglobin fiber using both mutation sites", *Protein SCI.* 19(**5**): 1031-1034, 2000.

TMHdigital: DESENVOLVIMENTO E DISPONIBILIZAÇÃO DE INFORMAÇÃO VIA WEB SOBRE TECNOLOGIA MÉDICO HOSPITALAR

S. B. Silva*, R. O. Garcia*

*Universidade Federal de Santa Catarina /Departamento de Engenharia Elétrica, Instituto de Engenharia Biomédica (IEB), Florianópolis, Santa Catarina, Brasil

e-mail: silva@ieb.ufsc.br

Abstract: This article presents an application for the Internet, of a learning virtual environment as a support to the Clinical Engineering. This system has as objective to available information of functioning principles, use and security of medical equipment and virtual models of rooms in surgical center, presenting requisite minimums of infrastructure, security and performance for an adequacy to the use of the medical technology. This pilot project, with the support of the National Advice of Scientific and Technological Development (CNPq-ProTeM), is part of the puporses of the Center of Reference in Management and Development of Medical Technology of the IEB-UFSC, to divulge information on medical technology.

***Palavras Chaves*: engenharia clínica, equipamento médico-hospitalar, centro cirúrgico, ensino à distância, gestão de tecnologia.**

Introdução

A inserção de tecnologia em procedimentos de atendimento à saúde, embora qualificando-os e agilizando-os, originou um conjunto de situações normalmente complexas de serem resolvidas que caracterizam, na atualidade, o problema do gerenciamento da Tecnologia Médico-Hospitalar (gTMH), caracterizado pelas suas diversas etapas [1,2]. Critérios inadequados de incorporação e dimensionamento de TMH, a falta de avaliação tecnológica, falta de profissionais qualificados e treinados adequadamente, formam um contexto propício para tomadas de decisões erradas e sem critérios.

Segundo Fonte do Reforsus (Ministério da Saúde) 60% a 80% das falhas são devido a erros de operação ou mau uso e 20% a 40% dos equipamentos estão subutilizados ou inoperantes [3,4]. Esta estatística representa muito bem a situação atual da TMH presente nos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS), onde há falta de informações disponíveis para usuários e operadores de equipamentos, o que torna a difusão do conhecimento uma ferramenta importante para a diminuição deste problema.

Neste contexto, as deficiências fundamentais para uma eficiente Gestão[1] de Tecnologia Médico-Hospitalar (GTMH), passam pela necessidade da sistematização e disponibilização de informações adequadas que possam auxiliar neste processo.

Portanto, a carência de informações disponíveis, de fácil acesso, sobre gTMH, para usuários não especialistas, é a grande propulsora da proposta de desenvolvimento e disponibilização de conteúdos digitais via WEB, o TMHdigital.

O interesse foi desenvolver um ambiente web ou virtual de aprendizado que disponibiliza informações necessárias para auxiliar no conhecimento e no gerenciamento da tecnologia médico-hospitalar indispensável para um processo de GTMH. Esse sistema de ensino foi construído por um grupo de especialistas da área de engenharia biomédica, com a participação, de pedagogos, web designers, e programadores.

Materiais e Métodos

Para o sistema de ensino foram selecionados e sistematizados conteúdos de 15 equipamentos médico-assistenciais abrangendo as categorias de terapia, monitoração e diagnóstico. Também foram associados aos equipamentos, normas técnicas vigentes, nacionais e internacionais apresentando uma síntese dos principais itens exigidos, assim como um texto explicativo para os usuários.

Paralelo ao conteúdo dos equipamentos foram disponibilizados informações de modelos de salas de centro cirúrgico prevendo requisitos mínimos necessários tais como os equipamentos, o layout dos mesmos em cada ambiente, assim como a infra-estrutura mínima necessária e recomendada por normas para a segurança e bom funcionamento.

Para a escolha dos equipamentos médico-assistenciais foram identificados quais eram os mais utilizados nos hospitais da Secretaria de Estado da

[1] Procura-se utilizar a palavra gerenciamento para caracterizar sub-processos ou atividades relacionadas ao processo de gestão. A palavra gestão é utilizada em uma dimensão mais ampla, caracterizada pelas fases do processo tecnológico: Inovação, Incorporação, Utilização e Reprocessamento [2].

Saúde de Santa Catarina, e dentre estes quais apresentavam maior índice de falhas, sejam estas mecânicas, de mau funcionamento ou devido ao uso incorreto do equipamento. Estes indicadores foram extraídos a partir do histórico da cada equipamento disponível na estrutura de gTMH realizada pelo Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina (IEB-UFSC) nos hospitais públicos do estado de Santa Catarina.

A estrutura prevista para o site, foi elaborada levando-se em conta o perfil do público usuário do sistema, ou seja, escolheu-se a tecnologia mais adequada para que os usuários tivessem capacidade de acesso ao conteúdo. O principal usuário que o TMHdigital pretendeu atingir foram pessoas envolvidas com a área da saúde, especificamente os que trabalham em hospitais públicos e portanto não possuem grandes recursos computacionais. Também os softwares utilizados na construção do sistema foram escolhidos segundo critério de independência da plataforma, leveza, segurança e preço.

O desenvolvimento, a organização e estrutura do conteúdo dos equipamentos e das salas cirúrgicas foram construídos por profissionais do IEB-UFSC da área de engenharia biomédica, especificamente da engenharia clínica, onde foram realizadas interações com as equipes de desenvolvimento para entender a potencialidade dos recursos a serem utilizados e elaborar o desenho do texto e o seu conteúdo, de forma a contemplar todas as potencialidades.

Depois de sistematizados, o conteúdo dos 15 equipamentos foram repassados para o GEaD (Grupo de Educação a Distância da UFSC) que realizou a adaptação didática dos conteúdos para o ambiente on-line.

Para as salas cirúrgicas desenvolveu-se um ambiente dinâmico que permitia a análise e imersão do usuário no ambiente, ou seja, a partir das informações fornecidas pelo IEB-UFSC, o LRV (Laboratório de Realidade Virtual da UFSC) modelou as salas em 3D utilizando tecnologia de realidade virtual por meio da linguagem VRML (Virtual Reality Modeling Language), tornando-as interativas e possibilitando uma visita virtual por toda sua extensão.

Assim, foi gerado e executado um site que disponibiliza o conteúdo sistematizado para usuários não especialistas em TMH.

Resultados

Depois de analisar os dados dos Celecs (Centros Locais de Engenharia Clínica) do IEB-UFCS, foram selecionados cinco equipamentos para cada módulo: diagnóstico, monitoração e terapia conforme a Tabela 1.

Tabela 1: Equipamentos selecionados para o sistema

Terapia	Monitoração	Diagnóstico
Bisturi elétrico	Monitor cardíaco	Endoscópio
Aparelho de anestesia	Monitor de pressão não invasiva	Eletrocardiógrafo
Incubadora	Monitor de pressão invasiva	Eletroencefalógrafo
Cardioversor/ Desfibrilador	Capnógrafo	Esfigmomanômetro
Ventilador pulmonar	Oxímetro de pulso	Ultra-som

Cada equipamento está subdividido em três unidades seqüenciais. O usuário inicia pela unidade A (do equipamento escolhido) que apresenta uma descrição do equipamento, interação com o paciente, fisiologia, tipos de modelos dentre outras. Na unidade B é apresentado o princípio funcional, partes que compõem o equipamento, parâmetros de uso, principais dificuldades dentre outras, e por último a unidade C apresenta informações quanto à especificação técnica, prescrições para ensaio de segurança, características técnicas relevantes dentre outras até completar o estudo de todo o equipamento (Figuras 1 e 2).

Entre as unidades A e B o usuário terá que, obrigatoriamente, realizar uma atividade de auto-avaliação e obter um escore mínimo de 70% de acertos para passar à unidade seguinte. O mesmo acontece entre as unidades B e C.



Figura 1: Exemplo do site com os equipamentos



Figura 2: Exemplo do site apresentado um equipamento e parte do conteúdo de sua unidade A

No ambiente virtual, o aluno tem acesso atualmente, a três ambientes de salas cirúrgicas: uma ambulatorial (sala pequena de cirurgia), uma obstétrica (sala média de cirurgia) e uma geral (sala grande de cirurgia) (Figuras 3 e 4).

Cada uma das salas contém informações quanto aos equipamentos médico-hospitalares mínimo necessários para o funcionamento da sala, sobre infra-estrutura segundo prescrições de normas para a segurança e bom funcionamento, e projetos complementares tais como rede de gases e projeto elétrico, que são mencionados de maneira geral. Para as salas, o usuário escolhe qualquer sala virtual para navegar e estudar seus conteúdos [5].



Figura 3: Exemplo do site com a sala obstétrica



Figura 4: Exemplo do site com a sala grande de cirurgia

Além da disponibilização dos conteúdos com textos, figuras e o ambiente virtual, o usuário poderá solucionar suas dúvidas durante o período de estudo encaminhando um e-mail para o responsável pelo site. Este encaminha o e-mail para o respectivo especialista autor do conteúdo que tentará solucionar a questão. Todo processo será então supervisionado pelo gerente do site.

Para facilitar o acesso ao sistema foi desenvolvido folder explicativo que contém informações do IEB-UFSC e divulga o site informando o conteúdo das informações que estão disponíveis no mesmo e como acessá-lo. Ele está sendo distribuído para os principais hospitais públicos do Brasil.

Discussão

A educação a distância vem se tornando uma ferramenta poderosa no processo de ensino. Por não ter limites geográficos, ela pode ser acessível a muitos usuários.

A modalidade educacional a distância é caracterizada pela separação entre professor e aluno no espaço e/ ou no tempo e pela comunicação ser mediada por alguma forma de tecnologia. Ela deve oferecer suporte e estrutura que viabilize e incentive a autonomia dos alunos, como o tratamento dado aos conteúdos e formas de expressão mediada pelos materiais didáticos, meios tecnológicos, sistemas de tutoria e avaliações [6,7].

Existem diferenças conceituais entre ensino e educação. O ensino instrui, realiza a transmissão de conhecimentos e informações, adestramento, treinamento. A educação realiza a prática educativa que leva o indivíduo a desenvolver pensamento crítico, criar, inovar, construir conhecimentos e participar do seu crescimento [7,8].

No TMHdigital o objetivo esteve centrado para o ensino a distância através da disponibilização de conteúdo em um ambiente virtual de aprendizado. A essência do sistema está na entrega do conteúdo para

conhecimento e aperfeiçoamento, o debate sobre os temas, não fez parte do planejamento didático. O site foi construído para atender a uma demanda de conhecimento sobre um tema bastante específico, cujo aluno-alvo é aquele que não tem tempo nem fontes de informação estruturadas para adquiri-la.

A dinâmica funcional liga-se ao fato da interatividade mediada pelo computador, ou seja, o aluno desempenha um papel ativo no consumo de conteúdos informativos por meio de sua personalização, gestão ou manipulação [6,7]. Essa interação resulta em um aumento na motivação dos alunos tornando sua participação mais ativa. No entanto, os usuários são intermitentes e rotativos e não interagem entre si, pois quando um aluno está começando o outro pode estar terminando.

O uso de realidade virtual contribuiu no processo de aprendizado, pois ela possibilita novas formas de visualização de informações, melhor compreensão de objetos e assim, ilustrar mais precisamente algumas características dos processos. Contudo é preciso estar atento na escolha das tecnologias, pois os inúmeros recursos tecnológicos atuais e futuros abrem caminho oferecendo uma enorme diversidade de arranjos possíveis, mas nem sempre as tecnologias mais evoluídas são as mais indicadas, uma vez que muitas pessoas podem não ter acesso a elas ou ainda, não saber utilizá-las. É fundamental conhecer os meios disponíveis dos usuários do curso para poder selecionar as tecnologias mais adequadas.

Conclusão

O sistema de ensino via web TMHdigital disponível no endereço www.ieb.ufsc.br/tmhdigital, é um ambiente virtual de aprendizado de apoio a Engenharia Clínica. Este sistema tem como objetivo disponibilizar informações de princípios de funcionamento, utilização e segurança de equipamentos médico-hospitalares e modelos virtuais de salas em centro cirúrgicos, apresentando requisitos mínimos de infra-estrutura, segurança e desempenho para uma adequação ao uso da tecnologia médico-hospitalar.

Com esse sistema de ensino pretendeu-se capacitar usuários não especialistas fornecendo conceitos sobre tecnologia médico-hospitalar que possam auxiliá-los em suas rotinas de trabalho. Também a mudança no contexto sócio-cultural a partir da melhor interação do usuário com a TMH.

Nos últimos anos, a engenharia biomédica vem procurando utilizar essas ferramentas de ensino a fim de melhorar os seus processos educacionais.

O site construído representa uma grande possibilidade educacional, por atender um grande número de pessoas, romper fronteiras geográficas, disponibilizar informações de fácil acesso e respeitar o ritmo de aprendizagem do aluno. Essa é a primeira iniciativa do IEB-UFSC rumo a disponibilização de sites de ensino à distância como parte da estrutura de referência do Centro de Gestão e Desenvolvimento de TMH (CEGED-TMH) em construção na UFSC. Entre os objetivos do CEGED está estabelecer uma rede de informações tecnológica voltada à área da saúde, de modo a permitir a gestão de equipamentos, telediagnóstico, teletransmissão de exames e segunda opinião de modo a disponibilizar conteúdos e acesso à informações, na busca da melhoria da qualidade dos serviços de saúde com segurança e confiabilidade na tecnologia utilizada.

Agradecimentos

Para o desenvolvimento do TMHdigital o IEB-UFSC teve como parcerias: o Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico(CNPq-ProTeM), o Laboratório de Realidade Virtual, o Grupo de Educação a Distância, assim como a UFSC, a SES/SC, a Funcitec, dentre outros órgãos financiadores.

Referências

[1] BESKOW, W. B.; GARCIA, O. "Sistema de informação para o gerenciamento de tecnologia médico-hospitalar: Metodologia de desenvolvimento e implementação de protótipo". Tese (Doutorado em engenharia elétrica); Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 2001.

[2] GLOWACKI, L. A.; GARCIA, O. "Avaliação de efetividade de sistemas concentradores de oxigênio: uma ferramenta em gestão de tecnologia médico-hospitalar". Dissertação (Mestrado em engenharia elétrica); Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 2003.

[3] BRASIL. Ministério da Saúde. "Segurança no Ambiente Hospitalar: Saúde e Tecnologia". Brasília : Secretaria de Assistência a Saúde. 195p, 1995.

[4] BRASIL. Ministério da Saúde. "Equipamentos para Estabelecimentos Assistenciais de Saúde: Planejamento e Dimensionamento". Brasília : Secretaria de Assistência a Saúde. 195p, 1994.

[5] TMHdigital, Internet site address: http://www.ieb.ufsc.br/tmhdigital acessado em 04/05/2004.

[6] MAIA, C. "Guia Brasileiro de educação a distância/ por Carmem Maia" São Paulo : Editora Esfera. 199p, 2002.

[7] SCREMIN, S. "Educação a Distância: Uma possibilidade na Educação Profissional Básica". Santa Catarina : Editora Bookstore Livraria Ltda. 118p, 2002.

[8] BRASIL. Ministério da Educação. "Indicadores de Qualidade para Cursos de Graduação a Distância. Brasília. Internet site address: http://www. mec.gov.br/seed/indicadores.shtm. acessado em 18 de abril de 2004.

PNEUMOCOMPRESSOR PARA PREVENÇÃO DE TROMBOSE VENOSA PROFUNDA

G. R. Hilgemberg[1], F. E. Mog[1], H. R. Gamba[1], J. M. Damaceno[1], F. Saavedra[2], W. Wosiacki Filho[2,3], A. L. S. Reis[3] , E. Gruska[3]

[1]CEFET-PR/CPGEI, Curitiba, Brasil
[2]Hospital Erasto Gaertner/ Departamento de Fisioterapia, Curitiba, Brasil
[3]Universidade Tuiuti do Paraná / Departamento de Fisioterapia, Curitiba, Brasil

e-mail: glauciar@brturbo.com

Abstract: A new pneumocompressor to prevent deep vain thrombosis is presented. The pneumocompressor was specially developed for patients who need to stay hospitalised for long periods of time. The main features are: its portability, simple to operate, low noise and mainly, to reduce its final cost, it was developed with common electronic components. The preliminary *in vivo* results obtained with an asymptomatic voluntary demonstrated that the pneumocompressor might be able to prevent deep vain thrombosis. For this, in the future, new studies with symptomatic patients will be performed.

***Palavras Chaves*: trombose venosa profunda, pneumocompressor, equipamento hospitalar.**

Introdução

A Trombose Venosa Profunda (TVP) está entre as complicações mais sérias que ocorrem em pacientes hospitalizados e tem-se estabelecido com maior freqüência do que se suspeita [1]. Sabe-se que sua ocorrência pode levar a complicações como a embolia pulmonar e a síndrome pós-trombótica. Sendo que a embolia pulmonar é considerada a principal causa de óbitos evitáveis em leitos hospitalares [2]. A incidência desta patologia é alta, o Consenso Europeu para Prevenção do Tromboembolismo estima que ocorrem cerca de 160 casos de trombose venosa profunda e de 60 casos de embolia pulmonar por ano para cada 100 mil habitantes nos países ocidentais [3].

Alguns fatores predisponentes à trombose venosa profunda já foram descritos como, por exemplo: distúrbios congênitos de coagulação e doenças pré-trombólicas ou adquiridas. As alterações congênitas são mais raras que as adquiridas, pois estas são secundárias a outras patologias como insuficiência cardíaca congestiva, neoplasias, doenças auto-imunes, doenças infecciosas, drogas desencadeantes e síndrome do anticorpo antifosfolípede [4].

Outros fatores de risco do tromboembolismo venoso também são relatados: a idade, cirurgia ou trauma, imobilidade, trombose venosa profunda ou tromboembolismo pulmonar prévias, neoplasias, trombofilia, uso de estrógenos, tempo de cirurgia, infecção, anestesia geral, quimioterapia, insuficiência cardíaca, varizes e obesidade [5].

Na prevenção são utilizados procedimentos que podem ser classificados como mecânicos (meia elástica, compressão pneumática intermitente, fisioterapia motora) ou farmacológicos (heparina não fracionada, heparina de baixo peso molecular, anticoagulante oral) [6].

A pressoterapia intermitente apareceu nos anos 50. A primeira geração possuía mangueiras pneumáticas conectadas a um único alvéolo, tendo um papel eficaz na prevenção das tromboses venosas profundas. Hoje esse modelo vem sendo abandonado em benefício da pressoterapia seqüencial. No modelo sequencial que apareceu nos anos 70, um compressor infla seqüencialmente uma série de alvéolos, colocados um ao lado do outro. Uma vez que a pressão não era exercida entre os alvéolos, o membro edemaciado saía com aspecto de colar de pérolas. Alguns anos mais tarde, apareceram as botas pneumocompressoras que compreendiam uma série de alvéolos colocados em semi-superposição, dessa forma aumentava-se o transporte linfático em uma velocidade cerca de oito vezes maior do que o aparelho com uma única mangueira ligada em uma única câmara [7].

Contudo havia ainda um problema que persistia: durante o enchimento sequêncial . Ocorria um aumento da pressão do alvéolo que o antecedia. A fim de eliminar essa pressão, nasceu então uma terceira geração de peneumocompressores, conhecida como pressoterapia a gradiente negativo de pressão. Nesses o aparelho reduz a pressão exercida no alvéolo seguinte, criando uma pressão uniforme em todos os alvéolos. [7]

A última geração da pressoterapia utiliza microcontroladores, permitindo diversos modos de aplicação, conforme a necessidade do paciente, sendo possível inclusive a adaptação de sistemas anti-refluxo linfático [7].

Apesar de ser um método atraente atuante nos fatores etiopatogênicos da TVP e praticamente isento de complicações, essa técnica tem sido pouco utilizada em

pacientes ortopédicos, nos quais são extremamente necessárias terapias de prevenção à TVP [1]. A profilaxia de trombose venosa profunda com pneumocompressão se mostrou eficaz, reduzindo de forma significativa os riscos de complicações sérias [7].

O aparelho com manguitos pneumáticos é geralmente bem tolerado, não provoca desconforto, possui nível de ruído muito baixo, não perturbando sono, é de fácil manuseio e aplicação, sendo acessível aos auxiliares de enfermagem. As complicações relacionadas ao método são raras, sendo encontrado o relato na literatura de um caso de paralisia do nervo peroneiro após uso prolongado de trinta dias em paciente operado por neoplasia da bexiga, com reversão do quadro após três meses de acompanhamento clínico [1].

As limitações para uso do aparelho são lesões extensas de partes moles com perda da continuidade da pele e necessidade de imobilização com gesso ou fixador externo [1].

Neste artigo descreve-se o projeto, a construção e os testes realizados em um protótipo de um novo pneumocompressor para prevenção de trombose venosa profunda. Testes preliminares demonstram a funcionalidade do pneumocompressor aqui descrito.

Materiais e Métodos

Através de um estudo dos equipamentos existentes no mercado, verificou-se que os mesmos apresentavam compressor interno e controles através de chaves, o que os torna barulhentos, além de aumentar o seu consumo e permitir pouca versatilidade e facilidade de operação. Também verificou-se que nos locais de utilização dos pneumocompressores (clínicas e ambientes hospitalares) encontra-se disponível redes de ar comprimido para atender diversos equipamentos.

Desta forma, definiu-se uma configuração minima para o equipamento, ou seja: fonte externa de ar comprimido, circuito de controle microprocessado [8], válvulas de controle operando em tensão de 12V, teclado simplificado para programação e operação, display de cristal líquido, proporcionando uma interface amigável e operação intuitiva, baixo consumo, dimensões reduzidas e possibilidade de operação com bateria, favorecendo sua portabilidade.

A figura 1 apresenta o diagrama em blocos do pneumocompressor. O pneumocompressor utiliza cinco válvulas de controle de fluxo do ar comprimido, circuito de controle, sensor de pressão, fonte de alimentação, display e teclado.

Para a execução do controle foi escolhido o microcontrolador MC68HC908GP32, fabricado pela Motorola. Este circuito integrado permitiu um projeto simplificado para o esquema elétrico por incorporar conversor analógico/digital, além de saídas integradas suficientes para controlar as válvulas, o display e o teclado. Além disto este microcontrolador apresenta funções internas que dispensam hardware adicional, oferecendo uma solução simples, compacta e confiável, devido à pequena quantidade de componentes.

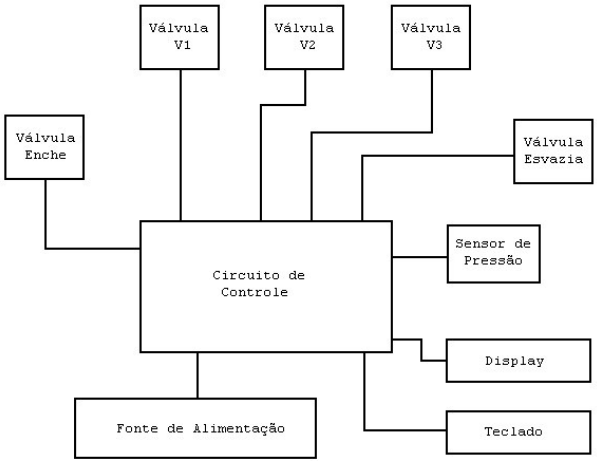


Figura 1: Diagrama em blocos do pneumocompressor

As válvulas foram montadas através de adaptação de válvulas simples encontradas no mercado e destinadas à aparelhos eletrodomésticos, configuradas para operação em 12V. Esta solução é fundamental, pois reduziu de forma significativa os custos do equipamento, tornando-o tecnicamente viável, além de facilitar seu processo de fabricação.

O sensor de pressão escolhido foi o ADP42320 [9], fabricado pela Matsushita, por apresentar um baixo custo, fácil montagem (circuito integrado de 6 pinos com entrada para aplicação da pressão diretamente no componente), e por estar na faixa de pressão desejada (pouco mais de 200 mmHg). O componente possui uma configuração em ponte, utilizando *strain-gages*, proporcionando uma grande linearidade e facilidade de utilização.

O controle do equipamento é realizado através de quatro teclas, sendo: incremento, decremento, confirmação e anula. A seleção de programação é realizada através de seleção de menus, acessando valores pré-estabelecidos, facilitando a operação e controle do funcionamento. A apresentação dos menus e valores é feita por um display de cristal líquido com 2 linhas e 16 colunas, suficientes para fornecer informações necessárias ao operador.

A estruturação da seleção de programação por meio de menus permite uma fácil inclusão de novas funcionalidades através de uma simples alteração no programa do microcontrolador, sem necessidade de outras modificações no equipamento. Desta forma, por exemplo, novas rotinas de tratamento podem ser incorporadas, as quais são gravadas em memória não volátil (já inclusa no microcontrolador), permitindo fácil aplicação de protocolos previamente testados, facilitando a utilização do equipamento e a confiabilidade do tratamento.

A aplicação é feita selecionando-se e ajustando-se, no menu do equipamento os valores de tempo e pressão necessários para o tratamento.

A pressão é ajustada a partir de valores pré-definidos de 10 em 10mmHg, desde 40 até 120mmHg. O tempo de aplicação é selecionado em minutos, até um máximo de 60 minutos. As três câmaras são infladas em seqüência e esvaziadas simultaneamente. O ciclo completo de enchimento e esvaziamento é de dois minutos, podendo ser ajustado conforme as necessidades do tratamento.

A calibração do equipamento é feita a partir de uma conexão específica para um manômetro padrão. Dessa forma, estabelece-se uma curva de resposta do transdutor de pressão.

O procedimento de calibração consiste na aplicação de uma pressão através da entrada de calibração, sendo o valor monitorado pelo manômetro padrão. Utilizam-se duas pressões (40 e 100mmHg), sendo as tensões correspondentes na saídas do sensor de pressão memorizadas. Através destes dois pontos definidos e da característica linear do sensor define-se uma reta de calibração, sendo tão precisa quanto a pressão aplicada através do procedimento.

A fonte de alimentação foi desenvolvida de maneira a alimentar o circuito com a tensão de 12V, a partir de 110 ou 220V, selecionáveis por chave. Como o circuito funciona com tensão de 12V ele também foi preparado para ser alimentado também por bateria, bastando disponibilizar conexão.

Resultados

A figura 2 apresenta uma foto do protótipo do pneumocrompressor desenvolvido para auxiliar a reduzir os riscos de trombose venosa profunda.

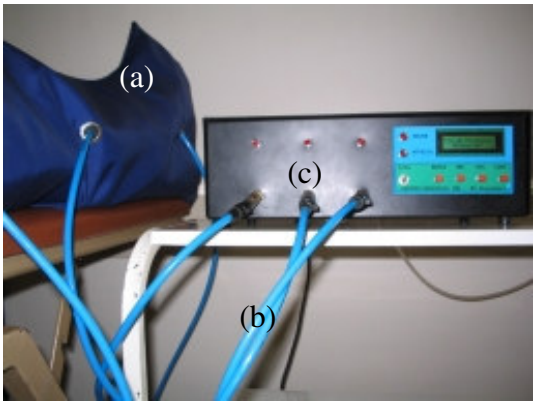


Figura 2 – Foto do pneumocompressor. (a) Câmara ou alvéolo inflável de forma sequencial. (b) Tubos flexiveis para aplicação do ar comprimido nos alvéolos (c) painel do sistema de controle.

Para facilitar a aplicação do tratamento optou-se pelo desenvolvimento de um pneumocompressor de fácil manuseio, com as seguintes características:

- Fácil manuseio
- Portabilidade
- Baixo custo
- Silencioso

Além desses, existe a possibilidade de funcionamento tanto pela rede elétrica ou por bateria.

Para ilustrar o uso do pneumocompressor, a figura 3 apresenta uma foto do pneumocompressor sendo utilizado por um paciente voluntário assintomático.

O paciente permanece em decúbito dorsal com a câmara sequencial adaptada ao membro inferior. O equipamento é ligado na rede de ar comprimido local e após o processamento infla seqüencialmente as três câmaras da bota conforme pressão pré-determinada. Ressalta-se aqui a portabilidade do equipamento e a total adaptação ao paciente durante a aplicação.



Figura 3 – Foto do pneumocompressor sendo utilizado por um paciente voluntário assintomático.

Discussão e Conclusão

O desenvolvimento do protótipo do equipamento atendeu as características propostas, o que o torna técnicamente, disponibilizando um tratamento seguro, eficaz e com uma boa relação custo-benefício.

Devido à sua concepção e versatilidade de operação, pode-se utilizá-lo para prevenção e tratamento de trombose venosa profunda e outros, de membros inferiores e superiores. O que o difere para cada tipo de utilização são os tempos e pressões aplicadas. Para isso serão, no futuro, definidos protocolos de tratamento.

O equipamento está sendo testado *in vivo* para prevenção de trombose venosa profunda em pacientes oncológicos submetidos a cirurgias abdominais. O protocolo consiste em aplicações diárias em um período de cinco dias por duas horas.

Referências

[1]SILVESTRE, J.M.S. *Profilaxia da trombose venosa profunda no tratamento cirúrgico das fraturas dos membros inferiores.* [Tese de mestrado] Escola Paulista de Medicina, 1994.

[2]ENGELHORN ALV et al. *Profilaxia da trombose venosa profund.* J Vasc Br Vol. 1, Nº2, 2002

[3]*NICOLAIDES* NA, BELCARO G, GOLDBERG D, et al. *Prevention of thromboembolism: European Consensus Statement*. In: Bergqvist D, Comerota AJ, Nicolaides NA, Scurr JH, editores. Prevention of Venous Thromboembolism. London: Med-Orion Publishing Co.; 1994. p. 445-56.

[4]CALICH, Isidio. *Condições Clínicas Predisponentes à Trombose***.** Internet site address: http://www.socesp.org.br/revistas/v/n3/604.htm. acessado em 05/06/01.

[5] MAFFEI, Francisco Humberto de Abreu. *Profilaxia Primária e Conduta na Recorrência do Tromboemolismo Venoso.* Internet site address: http://www.socesp.org.br/revistas/v/n3/607.htm acessado em 05/06/01.

[6] PITTA GBB, CASTRO AA, BURIHAN E, et al. *Angiologia e cirurgia vascular: guia ilustrado*. Maceió: UNCISAL/ECMAL & LAVA; 2003.

[7] FERRANDEZ, J.C.; THEYS,S.; BOUCHET, J.Y. *Reeducação Vascular nos Edemas dos Membros Inferiores.* São Paulo: Manole, 2001.

[8]Motorola, Internet site address: http://e-www.motorola.com/webapp/sps/site/prod_summary.jsp?code=68HC908GP32&nodeId=03t3ZGpnLn84498634 acessado em 01/11/2003.

[9]Matsushita, Internet site address: http://www. Naisweb.com/e/detecte/bltn_eng/bltn_eng_ps /bltn_ eng_ps.html acessado em 01/11/2003.

ANÁLISE NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA DA FORÇA VERTICAL DE REAÇÃO DO SOLO DURANTE A MARCHA

A. M. Muniz*,**, E. F. Manfio** e J. Nadal*

* Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
** Universidade Estácio de Sá/Laboratório de Biomecânica, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: adriane@peb.ufrj.br

Abstract: This study aims at comparing the vertical ground reaction force (GRFv) between hemiparetics patients (HP) and a control group (CG) by spectral analysis. The samples were composed by 10 hemiparetics and 10 normal subjects. Two force platforms (brand AMTI) were used for data collecting. The GRFv of one step of the injured limb (IL) and non-injured-limb (NIL) of HP, and CG were analyzed. Power spectral density functions were estimated by Blackman-Tukey method. Both IL and NIL presented higher power than CG in lower band (0-2 Hz), which agrees with the reduced gait speed of HP. The identification of differences in other frequencies (> 4 Hz) of the GRFv indicates the potentiality of spectral analysis of this signal.

Palavras-chave: Análise da marcha, Análise espectral, Força de reação do solo, Hemiparesia.

Introdução

A locomoção humana é resultante de várias atividades musculares que habilitam o homem a se mover, ocorrendo translação do centro de gravidade através do deslocamento para frente com menor gasto energético [1]. A marcha é o movimento humano mais comum, sendo um dos mais complexos e totalmente integrado [2], em que as dificuldades enfrentadas por uma criança até que adquira um padrão maduro e os problemas sofridos por aqueles que, expostos a uma lesão traumática que não mais conseguem manter tal padrão, representam exemplos da complexidade deste movimento [3].

Na reabilitação, a análise quantitativa da marcha de pacientes com distúrbios motores é complexa, pois adicionam-se elementos complicadores derivados das doenças específicas, sendo necessária, dado que a quantificação das alterações do movimento pode indicar formas de tratamento, bem como verificar sua eficácia. Assim, uma avaliação mais criteriosa da marcha, pode-se obter maior entendimento dos fatores que causam as alterações ou mesmo dos fatores decorrentes de uma lesão, os quais podem provocar deficiência na deambulação. O entendimento destes fatores propicia tratamentos fisioterapêuticos mais adequados para cada paciente.

A força de reação do solo (FRS) é uma resposta a ações musculares e ao peso corporal, transmitido pelos pés, onde a força muscular é responsável por colocar em equilíbrio o sistema, agindo contra a FRS que atua sobre o centro de gravidade do indivíduo [4]. O andar pode ser retratado quanto à FRS, em três componentes espaciais, uma vertical, e duas horizontais: ântero-posterior e médio-lateral [4]. As forças de reação do solo têm sido freqüentemente usadas como uma componente descritiva primária na análise da função do apoio durante a fase de contato com o solo da locomoção, em que qualquer diferença significativa na curva pode ser um indício de anormalidade no andar.

Dentre estas componentes, a vertical se destaca, pela sua magnitude, figurando como uma das principais influenciadoras da sobrecarga no aparelho locomotor. De acordo com Giakas e Baltzopoulos [5], há duas principais aplicações da medida da FRS: para avaliação dos movimentos normais e patológicos e a comparação de condições pré- e pós-tratamento. A análise do desenvolvimento e oscilação das forças através do ciclo da marcha (padrão de força-tempo) é mais importante que a análise no domínio do tempo das forças máximas isoladas, sendo a análise no domínio da frequência um método apropriado para essa proposta [6].

Vários trabalhos têm aplicado a análise da freqüência de sinais biológicos, incluindo a força de reação do solo. A análise no domínio da freqüência tem sido aplicada à marcha normal [5] e patológica [6], sendo mais comumente empregadas as transformadas de Fourier e Wavelet. Segundo Schneider e Chao [7] o uso da representação de Fourier simplifica a análise descritiva da decomposição em freqüências média do processo e diminui a possibilidade de erro intra- e inter-sujeito. Entretanto, a simples transformada de Fourier é adequada apenas a sinais determinísticos e as forças de reação do solo constituem processos estocásticos, cuja análise em freqüência deve ser baseada na função densidade espectral de potência [8].

As pesquisas na área da locomoção humana ainda são carentes de padronização metodológicas e os modelos utilizados são incompletos para a formação de teorias que expliquem as causas das alterações, ficando restrita a possibilidade de comparação entre resultados de diversos estudos. Desta forma, o objetivo do estudo foi comparar a curva vertical da força de reação do solo

de pacientes hemiparéticos com sujeitos normais, utilizando análise espectral.

Materiais e Métodos

A amostra deste estudo foi composta por 10 pacientes com hemiparesia, com idade média de 45,7 (±14,2) anos e massa corporal de 65,37 (±9,86) kg e um grupo controle com sujeitos normais, sem lesões ou distúrbios neurológicos ou musculoesqueléticos, com idade média de 23,3 (±1,77) anos e massa corporal de 66,57 (±11,69) kg.

Para coleta dos dados foi utilizado duas plataformas de força AMTI (Advanced Mechanical Technology, EUA), com transdutores *strain gauge*. O sinal obtido no contato do pé com a plataforma de força é enviado para amplificadores e convertido através de um conversor A/D com uma freqüência de aquisição de 600 Hz, controlado por um computador através do software do sistema PEAK MOTUS (Peak Performance Technologies, EUA) do Laboratório de Biomecânica da Universidade Estácio de Sá. Inicialmente realizou-se a adaptação dos sujeitos no ambiente de coleta, onde os mesmos foram instruídos a caminhar em uma distância aproximada de 10 m, com velocidade auto-selecionada. Foram efetuadas três coletas do sinal com o sujeito descalço para evitar a interferência do calçado, porém este estudo preliminar considerou apenas uma delas, selecionada aleatoriamente.

A função densidade espectral de potência (PSD) foi obtida com o método indireto de Blackman-Tukey [8]. Inicialmente, remove-se a tendência linear do sinal e obtém-se a sua função autocorrelação. A seguir aplica-se uma janela Hanning (*lag window*) e obtém-se a sua FFT, que corresponde à PSD conforme o Teorema de Weiner-Khintchin [8]. A PSD foi analisada em bandas de freqüências (0-2 Hz, 2-4 Hz, 4-6 Hz, 6-8 Hz, 8-20 Hz e potência total), através do percentual de potência em cada banda. Também foram considerados o tempo total de contato do pé com a plataforma (TC) e a velocidade média (VM) de deslocamento.

No grupo hemiparético (GH), foram analisados separadamente o membro lesado (ML) e o membro não lesado (MNL), e no grupo controle (GC) foi analisado somente no membro inferior direito, como proposto por Schneider e Chao [7].

Para comparação das bandas de freqüência entre os três grupos (GC, ML e MNL) utilizou-se o teste não paramétrico de Kolmogorov-Smirnov, com nível de significância de 0,05. Para os parâmetros de tempo e velocidades utilizou-se o test *t* de Student, também com significância de 0,05.

Os programas de análise de sinais foram implementados com o aplicativo Matlab 5.3 (The Mathworks, EUA) e os testes estatísticos realizados com o aplicativo SPSS versão 9.0.0 (SPSS, EUA)

Resultados

Analisando as estimativas espectrais médias da amostra, observa-se que na banda de 0 a 2 Hz o GH apresentou maior potência que o GC, sendo maior ainda no ML (Figura 1). Na banda de 2 a 4 Hz a potência é maior no GC. A partir de 4 Hz a potência reduz-se progressivamente nos três grupos.

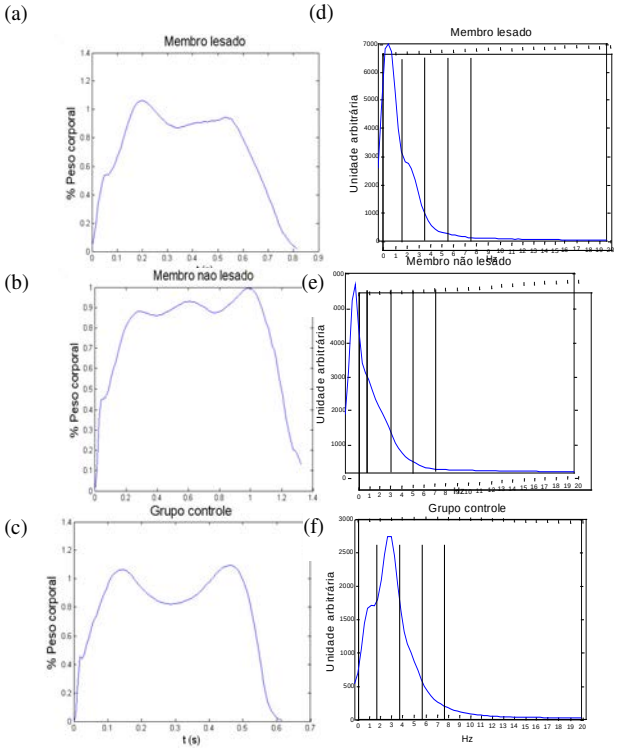


Figura 1. FRS no tempo no grupo hemiparético membro lesado (a) e não-lesado (b) e no grupo controle (c). Média da função de densidade espectral de potência da curva vertical da FRS no grupo hemiparético, membros lesado (d) e não-lesado (e), e no grupo controle (f).

A distribuição dos dados mostra diferentes distribuições entre GC e GH (ML e MNL), onde o GC apresentou maior potência nas freqüências mais altas (Figura 2). O GH, tanto ML quanto MNL, apresentou maior potência para baixas freqüências (0-2 Hz), com distribuição assimétrica dos dados.

A distribuição da potência nas diferentes bandas (Tabela 1) para os três grupos confirma estas considerações qualitativas. A aplicação do teste Kolmogorov-Smirnov indicou diferenças significativas entre GC e GH (ML e MNL) para a maioria das bandas. Não foram observadas diferenças significativas para a banda 2-4 Hz entre os três grupos e entre ML e MNL em nenhuma banda (Tabela 1).

A média do TC foi de 0,69 ± 0,06 s para GC, 0,86 ± 0,19 s para ML e 1,05 ± 0,36 s para MNL. Foram encontradas diferenças significativas entre GC e ML ($p = 0,021$) e GC e MNL ($p = 0,007$), porém não se observou diferença entre ML e MNL ($p = 0,162$).

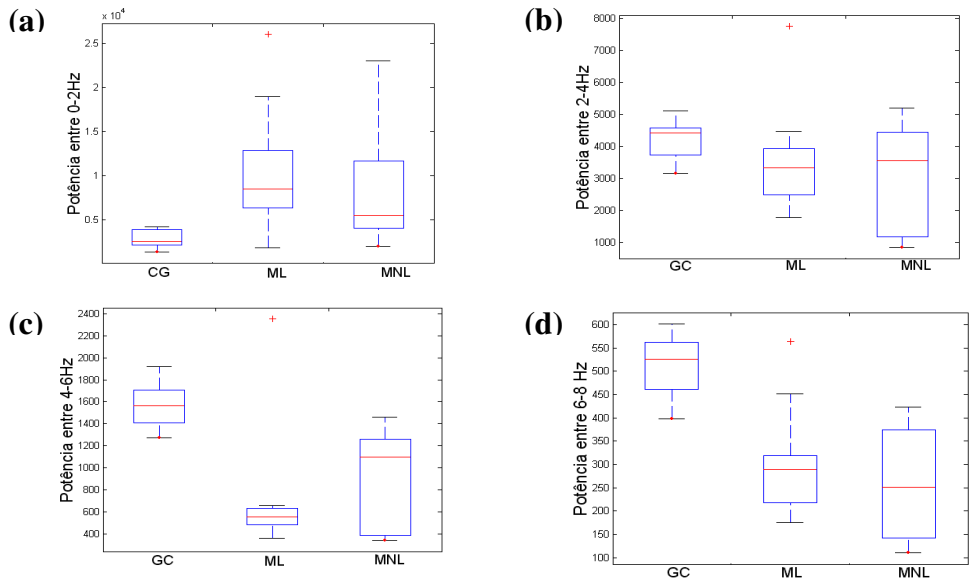


Figura 2 – Distribuição (*Boxplot*) da potência estimada da curva vertical da Força de Reação do Solo nas bandas (a) 0-2 Hz, (b) 2-4 Hz, (c) 4-6 Hz e (d) 6-8 Hz para o grupo controle (GC) e os membros lesado (ML) e não lesado (MNL) do grupo de pacientes com hemiparesia. Os diagramas delimitam os quatro quartis e valores discrepantes ($^{+}$).

A média dos valores de VM, de 1,57 ± 0,23 m/s para o GC, 0,82 ± 0,24 m/s para o ML e 0,72 ± 0,33m/s para o MNL, mostrou diferenças significativas entre GC e ML ($p < 10^{-3}$) e GC e MNL ($p < 10^{-3}$). Não foi observado diferença entre ML e MNL (p = 0,420).

Tabela 1. Distribuição de Potência Média da Força de Reação do Solo da Amostra Estudada, para os Grupos Controle (GC) e Hemiparético – Membro Lesado (ML) e Não-lesado (MNL)

Banda (Hz)	GC (%)	ML (%)	MNL (%)
0-2	24,06	57,06 *	48,8 *
2-4	36,26	22,11	24,12
4-6	13,45	4,33 *	7,02 *
6-8	4,37	1,83 *	1,94 *
8-20	6,15	4,60 *	5,24
>20 †	15,71	10,70	12,88
Potência Total	100	100 *	100

* diferenças significativas (p < 0,05) entre o GC e Hemiparético (ML e MNL).
† não foram testadas as diferenças

Discussão

A concentração de potência na banda de menor freqüência para os indivíduos hemiparéticos é condizente com o aumento do TC, indicando que a lesão afeta ambos os membros, aumentando o tempo de duração do ciclo e diminuindo a cadência e, conseqüentemente, reduzindo a freqüência fundamental. Hesse *et al.* [9], estudando a marcha de pacientes hemiparéticos, também encontraram aumento no tempo de contato nos membros lesado e não lesado, sendo que este último apresentou maior tempo de contato (NS). Kutz-Buschbeck *et al.* [10], estudando a marcha de pacientes com mielopatia cervical, encontraram diferença significativa no TC destes pacientes em relação ao GC, o qual também apresentou menores valores. Esse fato pode ser explicado pela falta de controle e força muscular do segmento lesionado.

A decomposição em bandas permitiu também identificar diferenças em freqüências mais elevadas, representativas de oscilações características da curva de FRS, indicando a potencialidade da análise espectral. O GC apresentou maior distribuição de potência na banda de 2 a 4 Hz, estando de acordo com os resultados de Giakas e Boultzopoilos [5] e Giakas *et al.* [6] que também observaram maiores componentes espectrais em bandas de baixa freqüência, na população normal. Observou-se uma queda acentuada de potência acima de 6 Hz, com forte concentração da potência total abaixo de 20 Hz, particularmente no GH: 90,0% no ML, 87,1% no MNL e 84,3% no GC. Tais valores são inferiores aos de Giakas e Boultzopoilos [5] que encontram 95% da potência até 20,27 Hz utilizando séries de Fourier, o que pode ser explicado pela remoção da média e tendência linear, e pelo estimador espectral mais robusto utilizado no presente estudo. De qualquer forma tais resultados mostram que a marcha ocorre em freqüências baixas, não sendo necessário aquisição do sinal com freqüências de amostragem elevadas como a realizada neste estudo (600 Hz).

A diminuição da velocidade média encontrada no grupo hemiparético (ML e MNL) é compatível com o observado em outros estudos, envolvendo pacientes com mielopatia cervical [10] e em idosos [11]. A redução da velocidade da marcha está relacionada a um menor comprimento da passada e pode representar uma estratégia compensatória à diminuição da força e

equilíbrio dos membros inferiores [10, 12, 13], explicando desta forma a concentração de potência em freqüências menores nos diferentes grupos com relação ao controle.

A força de reação do solo de hemiparéticos demonstrou aumento da dispersão, principalmente no ML, estando de acordo com Giakas *et al.* [6] que encontraram maior variabilidade em pacientes escolióticos no domínio da freqüência, possivelmente relacionada aos diferentes graus de acometimento da lesão em cada paciente e ao nível de comprometimento dos mecanismos de controle do movimento.

O simples emprego da curva média da FRS do grupo hemiparético pode mascarar informações relacionados aos diferentes níveis de comprometimento de cada paciente. A análise isolada de uma componente de força não traz informações suficientes a respeito do padrão de movimento. Desta forma, mais estudos precisam ser realizados, envolvendo a análise das outras componentes da FRS e a correlação com variáveis cinemáticas.

Conclusão

A decomposição do sinal de FRS em bandas de freqüência permitiu identificar diferenças, no grupo hemiparético e controle, indicando a potencialidade da análise espectral. Os pacientes hemiparéticos apresentaram densidade espectral de potência significativamente maior que o GC na menor banda, compatível com o aumento do TC e a redução da VM. Os dados no GH apresentaram maior dispersão, com a lesão afetando ambos os membros, sugerindo a potencialidade da análise espectral para a avaliação objetiva da gravidade da lesão e da efetividade da reabilitação.

Referências

[1] HENNIG, E. M. "Gait analysis and the biomechanics of human locomotion"**.** *VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Florianópolis: UDESC, 1999.

[2] WINTER, D. A. *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. 2 ed.. Waterloo: University of Waterloo Press, 1991

[3] SERRÃO, J. "Locomoção humana: em busca da identificação de parâmetros reguladores do controle e geração do movimento". *Congresso Brasileiro de Biomecânica,* Gramado, 1, 15-19, 2001.

[4] AMADIO, A. C. *Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano*. São Paulo: EEFUSP, 1996.

[5] GIAKAS, G., BALTZOPOULOS, V. "Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry" *Gait & Posture*, 5:189-197,1997.

[6]GIAKAS,G., BALTZOUPOULOS,V., DANGERFIEL,P., DORGAN,J., DALMIRA, S. "Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces". *Spine*, 21(**19**):2235-2242,1996

[7]SCHNEIDER, E., CHAO. "Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease", *Journal of Biomechanics*.16,.591-601,1983.

[8]SHIAVI,R. *Applied Statistical signal analysis*. 2ª.ed. United States of America:Academic Press,1999.

[9]HESSE,ST., JAHNKE,M., SCHAFFRIN,A., LUCKE,D. "Immediate effects of therapeutic facilitation on the gait of hemiparetic patients as compared with walking with and without a cane". *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, .515-522,1998.

[10] KUHTZ-BUSCHBECK, J. P., JÖHNK, K., STOLZE, H., MEHDORN, M. Analysis of Gait in Cervical Myelopathy. Gait and Posture, 9, 184-189,1999.

[11]PRINCE, F., CORRIVEAU, H., HÉBERT, R., WINTER, D. A. "Gait in the elderly". *Gait & Posture*, 5, 128-135, 1997.

[12]MORRIS, M. E., MCGINLEY, J., HUXHAM, F., COLLIER, J., IANSEK, R. "Constraints on the kinetic, kinematic and spatiotemporal parameters of gait in Parkinson's disease". *Human Movement Science*. 18, 461-483, 1999.

[13]LEMKE, M. R., WENDORFF, T., MIETH, B., BUHL, K., LINNEMANN, M. "Spatiotemporal gait patterns during over ground locomotion in major depression compared with healthy controls". *Journal of Psychiatric Research.* 34, 277-283, 2000.

DESARROLLO Y EVALUACIÓN DE UN SISTEMA HOLTER

D. Jiménez, T. Moreno

Instituto Central de Investigación Digital/Equipos Médicos, Ciudad de la Habana, Cuba

e-mail: djjimenez@icid.edu.cu

Abstract:

Long Term ECG System is designed for the acquisition and study of the electrocardiographic signal (ECG) of a patient during 24 hours. That permits the detection of arrhythmias that are not detected by an electrocardiogram in rest. Due to the complexity and diversity of the ECG is needed the evaluation quantitative of the algorithms used to classify the signal in order to assure the utility of the results.

***Palabras clave*: electrocardiografía ambulatoria, electrocardiografía de Holter, análisis automatizado de ECG**

Introducción

La prueba de Holter es un método de comprobada eficacia en el diagnostico y seguimiento de determinadas patologías cardiacas, siendo particularmente útil en el caso de trastornos del ritmo.

La tecnología electrónica actual ha hecho factible la existencia, para esta prueba, de medios extraordinariamente compactos, de gran autonomía y con enormes facilidades de ayuda al especialista en cuanto a la clasificación de los eventos acaecidos durante la prueba. Por otra parte los algoritmos que realizan en forma automatizada este proceso constituyen un reto debido a la enorme variabilidad de la señal a ser analizada.

El diagnóstico preciso de las anormalidades de un ECG requiere atención sobre características sutiles de la señal, características que pueden aparecer solo raras veces y que frecuentemente están ocultas por la forma de la señal o por ruido. El criterio diagnóstico se complica por la variabilidad intra o inter paciente tanto de las características del ECG anormal como del normal. Por tanto se hace necesario una evaluación cuantitativa de estos algoritmos para asegurar la utilidad de sus resultados.

Desde 1980, la disponibilidad de bases de datos de arritmia anotadas ha permitido que diferentes algoritmos sean probados con los mismos datos. Estas bases de datos nos proporcionan señales ECG reales, las cuales pueden presentar anomalías clínicamente significativas difíciles de registrar, además de ser señales completamente anotadas. Cada latido cardíaco ha sido manualmente anotado por dos o más cardiólogos de forma independiente. Las anotaciones de referencia obtenidas de la confrontación de los especialistas, son utilizadas como estándar contra el cual son comparados los resultados del análisis.

Entre 1984 y 1987 la Asociación para el Avance de la Instrumentación Médica (Association for the Advancement of Medical Instrumentation, AAMI) desarrolló un protocolo para el uso de estas bases de datos, el cual fue publicado como una práctica recomendada que se tituló "AAMI Recomended Practice, Testing and Reporting Performance Results of Ventricular Arrhythmia Detection Algorithms". Esta práctica recomendada establece un método para evaluar los algoritmos y reportar los resultados de la evaluación [4].

En este trabajo se aborda el desarrollo de un sistema destinado al monitoreo de pacientes en forma ambulatoria que incluye el registrador que porta el paciente durante la prueba y el sistema de análisis de las señales adquiridas. Se muestra como fue evaluado el mismo y los resultados obtenidos.

Materiales y Métodos

El sistema está compuesto, desde el punto de vista de su funcionamiento, de dos partes fundamentales: Registrador y Analizador, cada una de las cuales cumple una función de vital importancia dentro del sistema.

A continuación se ofrece una descripción más detallada de las mismas.

El Registrador (Figura 1) está constituido por un sistema de adquisición de dos canales, un procesador basado en el microcontrolador PIC16C57 y una unidad de almacenamiento capaz de retener la información de dos derivaciones electrocardiográficas durante 24 horas. Es la parte portátil del sistema, o sea, la que acompaña al paciente durante la prueba.

En el registrador se emplea la tecnología de memorias de estado sólido. Inicialmente se emplearon tarjetas del tipo PCMCIA pero la difusión y los precios

de la Compact Flash hicieron que se migrara a esta tecnología.

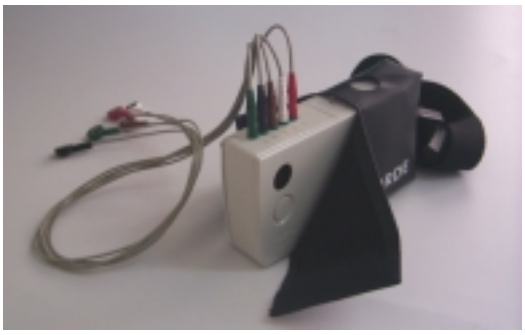


Figura 1. Registrador

El Analizador es la parte estacionaria del sistema, o sea, el puesto de trabajo del especialista o técnico encargado de realizar la prueba.

El Analizador realiza las siguientes funciones:

- Lectura de la señal recogida por el Registrador durante la prueba.
- Filtraje digital de la señal [1].
- Detección y clasificación de los latidos [2].
- Detección y análisis de los eventos arrítmicos y la frecuencia cardiaca.
- Medición y análisis del segmento ST de la señal ECG.
- Análisis del funcionamiento de marcapasos.
- Visualización e impresión de la señal en diferentes formatos.
- Modificación por el especialista de los resultados del análisis.
- Emisión e impresión de reportes de los resultados del análisis.
- Almacenamiento de los casos estudiados.
- Facilidades de configuración del sistema.

El software fue diseñado para su ejecución en Windows 98, Windows XP o superior.

Como resultado del análisis automatizado de la señal, se obtiene la siguiente información:

- Detección y clasificación de todos y cada uno de los latidos (Normal, Ventricular, Supraventricular, Marcapasos y Artefacto).
- Frecuencia cardiaca cada minuto durante todo el tiempo de grabación.
- Detección de eventos de arritmia: latidos ventriculares y supraventriculares aislados, corrida ventricular y supraventricular, taquicardia ventricular, pausa, ritmo idioventricular, bigeminismo, trigeminismo.
- Detección de fallos de marcapasos: fallo de hipersensaje, marcapasos no captura, y marcapasos no detecta.
- Segmentos de desviación de ST.

Para la evaluación del sistema se utilizó la base de datos de arritmia MIT-BIH (Massachusetts Institute of Technology – Beth Israel Hospital). Esta base de datos contiene 48 registros anotados obtenidos de 47 pacientes estudiados por el Laboratorio de Arritmias del Hospital Beth Israel entre 1975 y 1979. De ellos 23 registros (serie 100) fueron seleccionados aleatoriamente de un conjunto de alrededor 4000 cintas de 24h Holter y 25 registros (serie 200) fueron seleccionados del mismo conjunto pero incluyendo una variedad de fenómenos clínicamente importantes que podrían no estar bien representados por una pequeña muestra aleatoria, varios registros en esta serie fueron seleccionados específicamente por sus características del ritmo, morfología del QRS o por mala calidad de la señal. Cada uno de estos registros tiene una duración de 30 minutos para un total de 24h de ECG [3].

Resultados

Se realizo la evaluación con 39 registros de los 48 contenidos en la base de datos. Tal como recomienda el documento de AAMI, se excluyeron de la evaluación los cuatro registros asociados a pacientes con marcapaso implantado. Además, el documento de AAMI propone que se excluyan los tramos de ECG asociados a eventos de taquicardia o flutter ventricular, pero la decisión de los autores fue excluir completamente estos casos para minimizar las intermitencias en el análisis del ECG [4] [5].

En la detección de QRS se obtuvo 98.82 % de Sensibilidad y 99.91% de Predictividad Positiva. En la detección de extrasístoles ventriculares (VEB) se obtuvo 89.09% de Sensibilidad, 97.20% de Predictividad Positiva y un 0.154% de Velocidad de Falsos Positivos. Estos resultados son satisfactorios según establece la norma pues se obtienen valores de Sensibilidad y Predictividad Positiva cercanos y por encima del 90%.

Discusión

Es importante destacar que en los segmentos de excesivo ruido en ambos canales el algoritmo suspende sus funciones de detección/clasificación y sin embargo estos segmentos si son anotados en las anotaciones de referencia. Por ejemplo, en el registro M105 se dejan de detectar 382 latidos, de ellos 6 latidos ventriculares en segmentos de excesivo ruido lo que hace que disminuya la Sensibilidad en ese registro y por ende la Sensibilidad promedio y global. Después de este período los algoritmos necesitan de un período de aprendizaje para reiniciar el análisis de la señal lo que hace que se dejen de detectar latidos que ya no caen en un periodo de excesivo ruido y también afecten la Sensibilidad de detección de QRS y VEB.

Las anotaciones que se encuentran debajo de V1 son las anotaciones de referencia y las anotaciones que se encuentran debajo de V2 son las anotaciones de discrepancias que se obtienen de la comparación del

fichero de anotaciones de referencia y el fichero de anotaciones producido por el algoritmo, en estas anotaciones Nx y Vx denotan los latidos normales y ventriculares respectivamente que no fueron detectados por el algoritmo por excesivo ruido en ambos canales.

Si se omiten los segmentos de excesivo de ruido en ambos canales (ver Anexo II) en este registro, se hubiese obtenido un 99.98% de sensibilidad y 99.94% de predictividad positiva en la detección de QRS y un 95.65% de sensibilidad y 81.48% de predictividad positiva en la detección de extrasístoles ventriculares (ver Anexo III).

En el registro M106 la derivación V1 tiene 15 episodios de señal ruidosa para un total de 13 minutos y 42 segundos con caída de electrodo, es en esta derivación donde los latidos ventriculares son más prominentes con respecto a DII y más fáciles de diferenciar de los latidos normales.

Teniendo en cuenta la información de señal ruidosa en V1, se dejan de clasificar como ventriculares 58 latidos ventriculares y se dejan de detectar 26 latidos ventriculares y 10 normales, para una Sensibilidad de detección de ventriculares de 81.74% y una Sensibilidad en la detección de QRS de 97.88 %. Si no tenemos en cuenta esta información de señal ruidosa y se sigue detectando y clasificando por los dos canales solo se dejan de clasificar como ventriculares 29 latidos ventriculares, se dejan de detectar solo 6 latidos ventriculares y ningún latido normal deja de ser detectado para una Sensibilidad de detección de ventriculares de 92.39% y una Sensibilidad de detección de QRS de 99.65%.

Las anotaciones que se encuentran debajo de V1 son las anotaciones de referencia y las anotaciones que se encuentran debajo de V2 son las anotaciones de discrepancias que se obtienen de la comparación del fichero de anotaciones de referencia y el fichero de anotaciones producido por el algoritmo, en estas anotaciones Vn son los latidos que fueron falsamente clasificados como normales y Vo los que no fueron ni siquiera detectados por el detector de QRS. Es importante destacar que los latidos que no fueron clasificados como ventriculares en esta tira fueron clasificados como supraventriculares, lo que según esta comparación los latidos se agrupan en ventriculares y normales por tanto todo lo que no haya sido clasificado como latido ventricular, latido de fusión o latido no clasificado se considera normal a efectos de la comparación.

Note también que en el registro M109 se obtuvo una Sensibilidad de 0% en detección de ventriculares a causa de un latido ventricular que no pudo ser clasificado por ser el único latido ventricular interpolado en el registro.

Teniendo en cuenta las consideraciones anteriores, se obtienen los siguientes resultados:

	VP	FP	FN	VN	Se	+P	FPR
Detección de QRS	73093	64	149	-	99.80%	99.91%	-
Detección de VEB	4087	106	362	68804	91.86%	97.47%	0.153

Conclusión

Como resultado de este proceso de evaluación, que ha sido realizado siguiendo el procedimiento recomendado en la publicación titulada ¨AAMI Recomended Practice, Testing and Reporting Performance Results of Ventricular Arrhythmia Detection Algorithms¨, se ha llegado a resultados que pueden ser considerados satisfactorios ya que en todos los casos los valores de las variables estudiadas denotan un comportamiento adecuado del algoritmo evaluado. Por otra parte, el tamaño de la muestra estudiada hace que los resultados puedan considerarse como válidos desde el punto de vista estadístico.

A partir de la información obtenida sobre algunos sistemas que emplean algoritmos reconocidos a nivel internacional, se puede plantear que el sistema evaluado se encuentra actualmente en el estado del arte, o sea, tiene un rendimiento similar al alcanzado internacionalmente por sistemas equivalentes.

Referencias

[1] A. Ligtenberg, Murat Kunt, “A Robust-Digital QRS-Detection Algorithm for Arrhytmia Monitoring”, Computers and Biomedical Research, Vol. 16, pp.273-286, June 1983.

[2] Willis J. Tompkins, “Biomedical Digital Signal Processing: C-Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC”, PTR Prentice-Hall, 1993.

[3] MIT-BIH Arrhytmia Database, Massachusetts Institute of Technology, July 1992.

[4] Association for the Advancement of Medical Instrumentation, “Recommended Practice for Testing and Reporting Performance Results of Ventricular Arrhythmia Detection Algorithms”, Publication ECAR, April 1987.

[5] AAMI ECG Commitee, Performance Standard for Ambulatory electrocardiographs, Publication EC38-1994, August 1994.

CRITÉRIO PARA SUBSTITUIÇÃO E AVALIAÇÃO DE BATERIAS DE ÁCIDO UTILIZADAS EM EQUIPAMENTOS HOSPITALARES

João R. Sampel, Marcelo Mazzetto e Mauro R. Ushizima

Instituto do Coração (InCor), Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, Divisão de Bioengenharia, Centro de Tecnologia Biomédica, São Paulo, Brasil

e-mail: biosampel@incor.usp.br

Abstract: The batteries used in critical medical devices must be regularly evaluated to increase patient safety. This paper presents a method to evaluate the status of acid batteries. A circuit was developed to monitor and register the current and the voltage of 48 batteries during a discharge cycle. The absolute and normalized charge capacities were calculated. The results obtained suggest that the normalized charge capacity for safe battery utilization in life support devices is 60%.

***Palavras Chaves*: Engenharia clínica, manutenção, baterias.**

Introdução

Muitos dos equipamentos médicos conhecidos como equipamentos de suporte a vida utilizam baterias. Conforme a RDC Nº 56 [1] produtos com fonte de energia interna devem ser providos de meios que permitam determinar o estado da fonte de energia. No entanto, os monitores de bateria normalmente utilizados para esta função não indicam o tempo de autonomia que a bateria dispõe e sim a condição percentual de carga. A condição de carga completa da bateria deve permitir o uso do equipamento por um período especificado. Esta condição deve ser avaliada nos procedimentos de manutenção preventiva. No entanto, com a degradação da vida útil, nem sempre esta condição é atingida, e isto pode representar um risco à vida do paciente. Além da redução da capacidade elétrica nominal, outros critérios também são utilizados para substituição de baterias tais como curto-circuito interno, corrosão e sulfatação das placas, danos no vaso ou tampa, corrosão dos terminais e redução da tensão em circuito aberto [2]. O período recomendado para manutenção rotineira de baterias é de 3 meses [2] [3]. Os danos físicos das baterias são critérios objetivos que podem ser avaliados rapidamente. Já a obtenção da capacidade elétrica não é tão direta e alguns testes podem ser utilizados, entres eles os testes sem carga (hidrômetro e tensão em aberto) e os testes com carga [3]. Os testes sem carga apresentam limitações. Baterias seladas não permitem o uso dos hidrômetros e a relação entre tensão em aberto e capacidade elétrica da bateria não é tão clara. Testes com carga exigem uma montagem mais elaborada e são mais demorados. Por outro lado podem fornecer uma informação mais real da capacidade elétrica da bateria. Neste trabalho estudamos métodos para avaliar a vida útil de baterias em testes em aberto e testes com carga.

Materiais e Métodos

Foram ensaiadas 48 baterias de ácido utilizadas como fonte de alimentação redundante em máquinas de circulação extracorpórea (CEC). A tensão em aberto sem carga (Vo_sc) foi registrada nestas baterias durante 1 minuto. Com uma resistência conectada à bateria, os valores de tensão inicial com carga (Vo_cc) e de corrente inicial com carga (*Ii*) são estabelecidos. O tempo de descarga (*Td*) foi obtido quando a bateria atinge a tensão de corte (Vc) de 10,8 Volts (10% abaixo da tensão nominal) conforme recomendação do fabricante [2]. A

Figura **1** (A) apresenta uma curva de descarga típica.

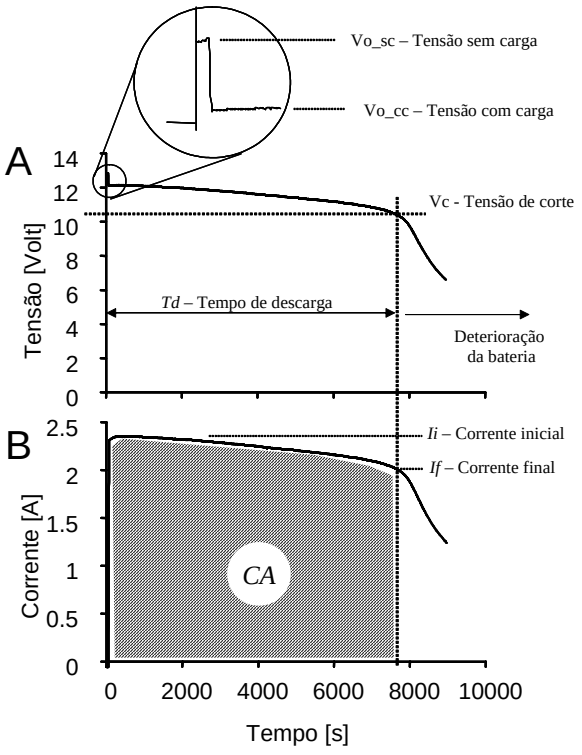


Figura 1: Curva representativa dos sinais de tensão (A); corrente no ensaio de descarga da bateria (B)

A corrente média de ensaio (*Ie*) foi obtida através da Equação 1.

$$Ie = \frac{Ii + If}{2} \quad (1)$$

onde:

Ie = corrente média de ensaio [A]
Ii = corrente inicial [A]
If = corrente final [A]

A capacidade absoluta das baterias foi determinada pelo cálculo da área sob o sinal de corrente, *CA*, em destaque na

Figura **1** (B). A área foi aproximada para um trapézio e *CA* foi calculada utilizando-se os valores de *Ie* e *Td* na Equação 2.

$$CA = Ie * Td \quad (2)$$

onde:

CA = capacidade absoluta [Ah]
Ie = corrente média de ensaio [A]
Td = tempo de descarga [min]

A condição da bateria ensaiada foi determinada pela capacidade de armazenamento normalizada (*CN*) através da Equação 3.

$$CN = \left(\frac{CA}{CC}\right) * 100 \quad (3)$$

onde:

CN = capacidade normalizada
CA = capacidade absoluta [Ah]
CC = capacidade de carga [Ah]

Geralmente, as especificações de bateria fornecem 3 informações: a tensão nominal, a capacidade de corrente para 20 horas de descarga e a tensão de corte. O aumento da corrente fornecida pela bateria diminui o tempo de descarga e também o valor Ampère-hora. Para determinarmos a capacidade de carga (*CC*) de uma bateria, multiplicamos a corrente média de ensaio (*Ie*) pelo tempo de descarga (t). O tempo t é obtido por interpolação utilizando os dados fornecidos pelo fabricante. A Figura 2 ilustra um exemplo deste cálculo.

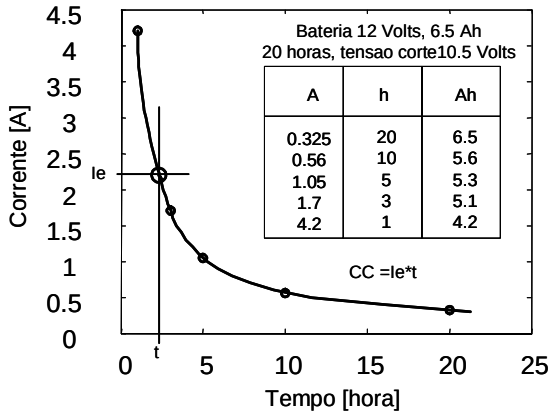


Figura 2: Capacidade de armazenamento de energia

O sistema de teste e registro utilizado nos ensaios está ilustrado na Figura 3. Este sistema contém uma bateria, circuito condicionador de sinais, sistema de aquisição analógico/digital (Windaq DI220, Dataq Instruments, Inc., USA) com freqüência de amostragem de 100 Hz por canal e um computador.

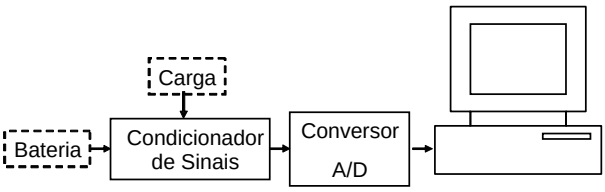


Figura 3: Sistema de registro e teste

O circuito condicionador de sinais desenvolvido para esta aplicação atenua a tensão sobre a resistência (5 ohms) conectada à bateria para um valor entre +/- 5 Volts. A corrente que passa pela resistência é A carga é ligada ao conector CN1 e a bateria avaliada no conector CN3 do esquema ilustrado na Figura 4.

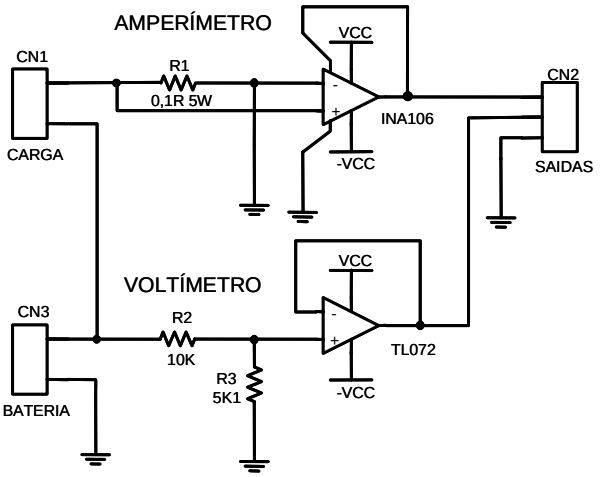


Figura 4: Esquema elétrico do condicionados de sinais utilizado nos testes de baterias

Calibração do sistema de teste.

Calibração do voltímetro - Para calibrar o voltímetro foi aplicado à entrada (CN3) do circuito ilustrado na Figura 4 um sinal fornecido por gerador de sinais (HP 33120A, Hewlett Packard, USA), sendo o sinal de CN2-2 registrado. A entrada do voltímetro foi aterrada e registrado por 5 segundos. Posteriormente foi registrado o sinal fornecido pelo gerador (onda quadrada, freqüência de 500 mHz e offset de 0 Volts) com amplitudes de 2, 4, 6, 8, 9, 10 Volts de pico durante 5 segundos para cada nível. O coeficiente de correlação entre os valores medidos e os valores de referência é r^2 = 0,9999. A equação da função ajustada entre a tensão

fornecida pelo gerador e a saída do condicionador de tensão é dada pela Equação 4.

$$V = 2{,}939 * v - 0{,}0435 \quad (4)$$

onde:

V = tensão gerada pelo HP33120A [V]
v = saída do monitor de tensão [V]

Os coeficientes da Equação 4 foram utilizados como referência de calibração do voltímetro nos testes realizados com bateria.

Calibração do amperímetro - Para calibrar o amperímetro uma fonte de tensão (Labo FR25/50) foi conectada no lugar da bateria (CN3). O multímetro digital (Wavetek 27XT, Wavetek Corp, USA) foi configurado para medição da corrente, ligado em série com a resistência de descarga (R = 5 Ohms) e conectado em CN1. A tensão da fonte Labo foi ajustada de maneira que o multímetro apresentasse correntes entre 1 a 5 A com incremento de 0.5 A. Cada nível de calibração foi registrado por 5 segundos. O coeficiente de correlação entre os valores medidos e os valores de referência é r^2 = 0,9991. A função ajustada entre corrente medida pelo multímetro e a saída do condicionador de corrente é dado pela Equação 5.

$$I = 0{,}9306 * i - 0{,}0561 \quad (5)$$

onde:

I = corrente indicada no amperímetro [A]
i = saída do monitor de corrente [V]

Os coeficientes da Equação (5) foram utilizados como referência de calibração do amperímetro nos testes realizados com bateria.

Resultados

A Figura 5 (A), a relação entre *Td* e Vo_sc apresentam (r^2 = 0,30, p < 0,001). A Figura 5 (B), a relação entre *Td* e Vo_cc apresentam (r^2 = 0,56, p < 0,001). A Figura 5 (C), a relação entre *Td* e *Ii* apresentam (r^2 = 0,51, p < 0,001). A Figura 5 (D), a relação entre *Td* e *If* apresentam (r^2 = 0,02, p = 0,3).

Para a carga utilizada neste estudo, a corrente média de ensaio (*Ie*) obtida foi de 2,17 A. Por meio do gráfico ilustrado na Figura 2, obtemos o valor do tempo de descarga de 2,4 horas. Desta forma, a capacidade de carga (*CC*) das baterias é igual a corrente de ensaio (2,17 A) multiplicada pelo tempo de descarga (2,4 horas), fornecendo capacidade de 5,14 Ah.

Os valores médios Vo_sc, Vo_cc, *Ii*, *If*, *Td*, *CA* e *CN* das 48 baterias ensaiadas são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Valores médios e desvios (n=48 baterias).

	Vo_sc [Volts]	Vo_cc [Volts]	*Ii* [A]	*If* [A]	*Td* [min]	*CA* [Ah]	*CN* [%]
Média	12,8	12,0	2,27	2,07	97	3,5	68
Desvio	0,3	0,3	0,06	0,02	30	1,1	22

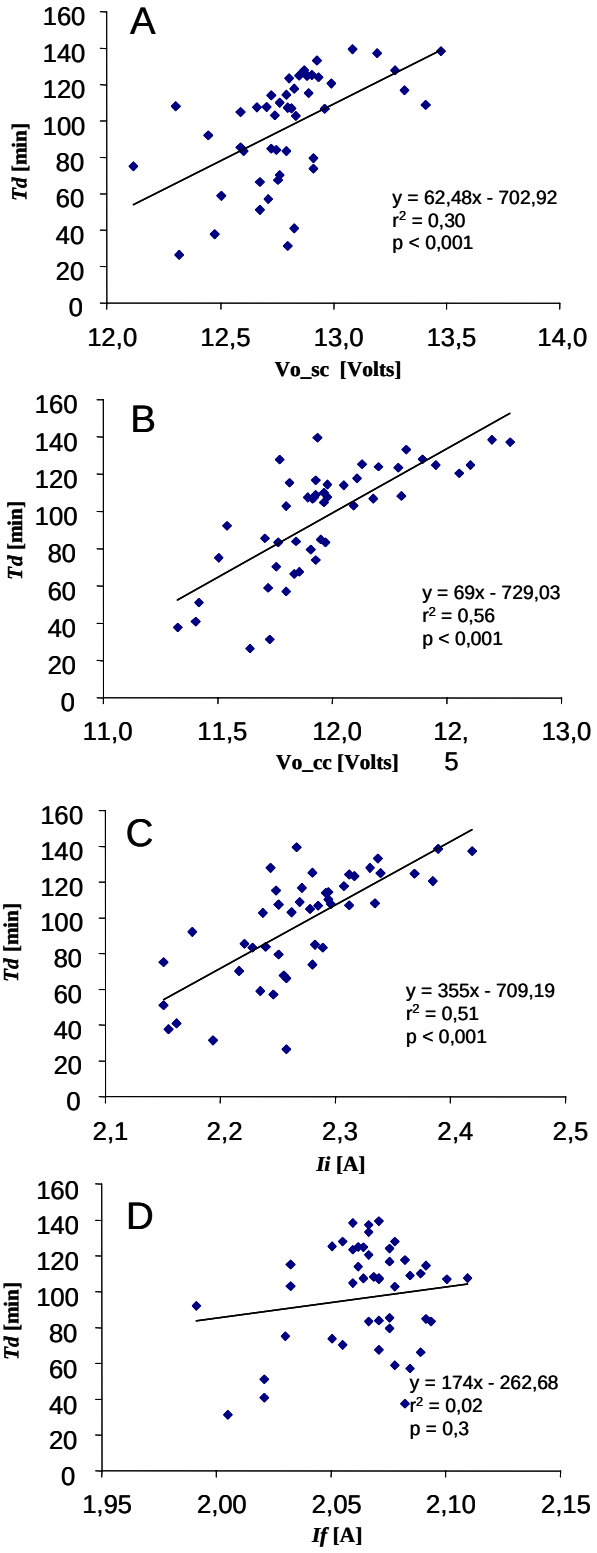


Figura 5: Relação entre tempo de descarga e parâmetros discretos. (A) *Td* versus Vo_sc, (B) *Td* versus Vo_cc, (C) *Td* versus *Ii* e (D) *Td* versus *If*

A Figura 6 apresenta a capacidade absoluta, capacidade normalizada e o limite superior para exclusão de baterias (linha pontilhada).

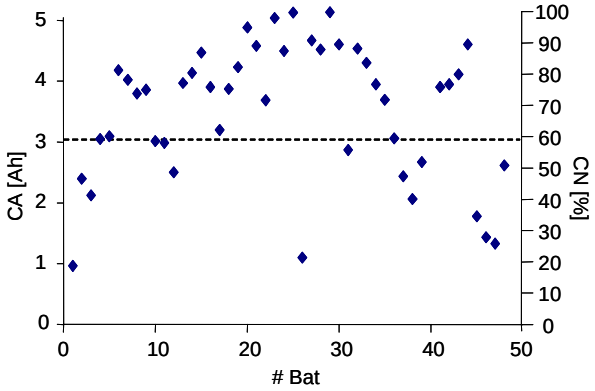


Figura 6: Baterias distribuídas em função do CA e CN

Discussão

A relação entre *Td* e Vo_sc, Vo_cc e *Ii* é significativa ($p < 0.001$, $p < 0.001$ e $p < 0.001$, respectivamente). No entanto, estes parâmetros não permitem estabelecer um critério seletivo para escolha de baterias dado à grande dispersão dos dados ($r^2 < 0,6$). A comparação entre diferentes laboratórios dos resultados obtidos para *Td* pode ser dificultada pela sua dependência com a resistência utilizada no ensaio. Por outro lado, os parâmetros *CA* e *CN* permitem a definição de critérios objetivos para avaliação da vida útil de baterias. Adotamos o valor de *CN* de 60% o que equivale para as baterias ensaiadas (12 V, 6.5 Ah @ 20 horas) ao valor de 3,1 Ah, como ilustrado na Figura 6. O *Td* para *CN* de 60 % é aproximadamente de 85 minutos. Com este critério, das 48 baterias ensaiadas, 19 foram consideradas inadequadas para uso.

Conclusão

Este trabalho apresenta um método simples para avaliação de baterias de ácido. Foram ensaiadas 48 unidades em uso há mais de 5 anos e que não apresentavam indicação de degradação. Quantificamos a capacidade absoluta e normalizada e adotamos a capacidade normalizada igual a 60% como o menor valor para aprovação de baterias para uso. Com este critério, o uso de 40 % (19/48) das baterias foi descontinuado. Observamos também que o regime de uso das baterias ensaiadas neste trabalho não era de grande intensidade e se dava em dois momentos: durante a preparação do equipamento e na eventual falha da rede de alimentação elétrica. Com o uso diário do equipamento, as baterias permaneciam freqüentemente conectadas a um carregador e isto pode ter contribuído para o fornecimento da carga de manutenção e evitado o armazenamento de baterias descarregadas. Sabe-se que estes fatores contribuem para não acelerar a degradação da vida útil da bateria. Em trabalhos futuros, esta avaliação será repetida em manutenção preventiva, com registro de histórico para estudo da evolução da vida útil das baterias aprovadas neste estudo.

Referências

[1] ANVISA, *Resolução - RDC nº 56, de 6 de abril de 2001,* http://www.anvisa.gov.br/legis/resol/56_01rdc.htm, acessado em 14/01/2004.

[2] UNICOBA, *Manual Técnico Unipower Série SP&UP – Bateria chumbo-ácida selada regulada por válvula*, 2002.

[3] YUASA, *Technical Manual*, http://www.yuasabatteries.com/pdfs/TechMan.pdf acessado em 4/02/2004.

DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA PARA AQUISIÇÃO DO SINAL MIOELÉTRICO, VISANDO APLICAÇÃO EM *BIOFEEDBACK*

D. M. Viudes [1], W. Q. Almeida e A. A. F. Quevedo [1]

[1] Departamento de Engenharia Biomédica (DEB)/Faculdade de Engenharia Elétrica (FEEC)/ Centro de Engenharia Biomédica (CEB)/Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) Campinas, Brasil

e-mail: viudes@ceb.unicamp.br

Abstract: This work describes a system development for acquisition of myoelectric signals, aiming biofeedback training, specially for upper limb prosthesis users. The signal is acquired using passive electrodes and a preamplifier placed close. The analog signal conditioning is achieved by filtering (10-500Hz bandpass) and amplification to turn this signal compatible with the A/D converter input. A microcontroller collects converted data and sends to a microcomputer through the serial port. The software, was developed using Delphi 5.0 to display myoelectric signal in real time by means of graph or level bar, besides extracting relevant parameters and storing data for later analysis.

Palavras Chaves: *Biofeedback*, Eletromiografia.

Introdução

O sinal mioelétrico é proveniente dos potenciais de ação que percorrem as fibras musculares, resultando no movimento voluntário ou reflexo. Este sinal pode ser usado para o treinamento em *biofeedback*, no acionamento de dispositivos protéticos e na análise da anatomia funcional do músculo e das características de descarga das unidades motoras [1,2,3].

O *biofeedback* é uma técnica utilizada para o aprendizado do controle voluntário de funções fisiológicas das quais as pessoas normalmente não têm consciência, com a finalidade de recuperar, manter, ou melhorar sua saúde [3,7,9].

Os equipamentos de *biofeedback* eletromiográfico utilizam os sinais mioelétricos, convertendo-os em informações visuais e/ou sonoras que expressam o grau de contração/relaxamento dos músculos. Essas informações são utilizadas como um guia durante a prática de técnicas para reduzir ou aumentar a tensão muscular [1,3,6,7,10].

O equipamento de *biofeedback* eletromiográfico relacionado ao presente trabalho está sendo desenvolvido, para ser utilizado, em particular, por usuários de próteses para membro superior. O sistema poderá auxiliá-los a selecionar e controlar os músculos que irão atuar no acionamento da prótese e a produzir ou inibir sinais de controle. Dessa forma, permitirá que o usuário aprenda a operar a prótese automaticamente, sem gastar mais energia do que é necessária, e a executar os movimentos de maneira mais natural [6,11].

O objetivo desse trabalho é o desenvolvimento de um sistema de baixo custo, com quatro canais de aquisição do sinal mioelétrico para posterior aplicação em *biofeedback*. Neste sistema, o sinal muscular é realimentado visualmente ao usuário [1,2,5,6].

Materiais e Métodos

Eletrodos de superfície passivos da 3M® foram acoplados a um pré-amplificador, segundo as recomendações de De Luca, com o objetivo de deixá-lo o mais próximo de um eletrodo ativo [2,12].

O pré-amplificador foi desenvolvido com um amplificador de instrumentação com entrada diferencial, alta razão de rejeição de modo comum (120dB) e alta impedância de entrada ($10^{10}\Omega$). O ganho foi ajustado em 20 vezes. Estas características permitem condicionar o sinal para a entrada do próximo estágio (filtro analógico) [2,5,8,12].

A energia dominante do sinal está na faixa de 10 a 500Hz, por isso foram utilizados filtro passa-alta e filtro passa-baixa com freqüência de corte de 10Hz e 500Hz, respectivamente. Ambos com configuração *Butterworth* de segunda ordem [2,4,5,8,12].

Na aquisição com eletrodo de superfície, a amplitude do sinal é da ordem de 10mV (pico a pico) ou 1,5mV (rms), dependendo do músculo e da região de captação. Na saída dos filtros a amplitude do sinal não é suficiente para uma posterior conversão analógico-digital havendo a necessidade de um condicionamento adequado à faixa dinâmica de entrada do conversor A/D (5V). Este condicionamento é realizado por um amplificador de ganho ajustável.

Os sinais disponibilizados na saída desse estágio de amplificação são digitalizados por um conversor analógico-digital, o ADS7825 da Burr-Brown, que possui 4 canais multiplexados com resolução de 16 bits, sendo controlado por um microcontrolador AT89C51 da Atmel, o qual coleta os dados do conversor A/D e faz a interface com o microcomputador através da porta serial, a uma taxa de 115200bps.

O programa do microcontrolador foi desenvolvido em linguagem C e permite amostrar um canal do

conversor A/D em 4kHz. Esta freqüência de amostragem é proporcional ao número de canais habilitados, ou seja, quando habilitados os 4 canais simultaneamente, a freqüência de amostragem por canal cai para 1kHz. Esta queda na freqüência de amostragem, ao utilizar um maior número de canais, dá-se pela taxa de transmissão serial fixa.

Quando solicitado, o microcontrolador inicia sua rotina de leitura do conversor A/D e envia os dados ao microcomputador. Essa leitura é regida pela interrupção do *timer* do microcontrolador. Os dados lidos do conversor são armazenados em um *buffer* antes de serem enviados. Este *buffer* tem um tamanho variável que depende do número de canais habilitados.

Apesar do circuito ser alimentado com bateria o microcomputador está ligado à rede elétrica, podendo surgir uma corrente de fuga que causaria dano ao usuário. Para garantir a proteção do paciente, quanto ao isolamento elétrico, foi usado entre o circuito e o microcomputador um optoacoplador, com isolamento de até 2,5kV.

A placa de circuito impresso foi montada em caixa blindada para minimizar o ruído das fontes de radiação de 60 Hz. Esse ruído pode ter uma amplitude da ordem de uma a três vezes maior que o sinal mioelétrico [5,12].

O programa do PC, desenvolvido em ambiente *Delphi* 5.0, é responsável por comandar o microcontrolador, processar os dados recebidos e apresentar uma interface amigável capaz de fornecer informações em tempo real.

Os dados recebidos pelo PC são primeiramente convertidos em números inteiros de 16 bits. Para cada valor amostrado pelo conversor A/D existem dois *bytes* que o representam.

Depois desta conversão, os números são enviados a um *buffer*, onde em seguida, são apresentados na tela graficamente em tempo real ou como barras de progressão dependendo da necessidade do usuário, além de armazená-los em arquivo.

Com o objetivo de melhorar a visualização do usuário, o *software* de treinamento foi desenvolvido em níveis, sendo o nível 1 a demonstração do sinal na barra de progressão, e o nível 2 o sinal mioelétrico.

O máximo pico do sinal adquirido durante a calibração foi utilizado como fundo de escala da barra de progressão, assim como do gráfico onde é representado o sinal mioelétrico.

O programa informa ao terapeuta o valor médio, valor de pico, valor pico a pico e valor RMS do sinal para avaliação do paciente.

O sinal pode ser gravado em formato gráfico e arquivo texto possibilitando análise e processamento *off-line.*

Testes foram realizados aplicando um sinal senoidal com amplitude de 100mV e freqüência de 100Hz fornecido por um gerador de funções, e adquirido na saída do último estágio de amplificação (ganho 30) por um osciloscópio digital, e também pelo sistema aqui desenvolvido.

Posteriormente, foi adquirido (pelo osciloscópio e pelo sistema) o sinal muscular do bíceps braquial realizando flexão/extensão do cotovelo.

Tanto o osciloscópio quanto o programa desenvolvido fornecem uma matriz em formato texto que foram utilizadas pelo MatLab® para reproduzir o sinal, obtido pelos dois equipamentos, no domínio do tempo. A fim de comparar os dois sinais obtidos no domínio da freqüência, foi realizada a Transformada rápida de Fourier (FFT).

Resultados

O programa para o treinamento por *biofeedback* apresenta os dados na forma gráfica, como pode ser observado na Figura 1. Os dados numéricos da aquisição do sinal podem ser armazenados em disco, bem como as sessões de treinamento para posterior análise de todo o treinamento do usuário.

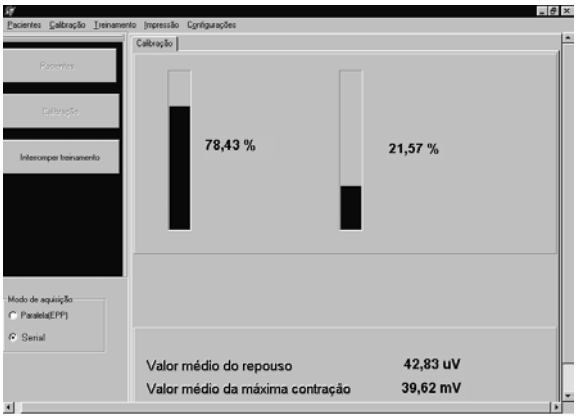


Figura 1: Tela do treinamento nível 1, mostrando a porcentagem da contração, com relação à contração máxima voluntária, dos músculos bíceps e tríceps em flexão e extensão do cotovelo.

Foi verificado que as aquisições dos sinais senoidais feitas pelo osciloscópio e pelo programa são iguais. O sinal foi analisado no domínio do tempo e da freqüência, possuindo amplitude de 3V (refletindo o ganho ajustado em 30) e freqüência central de 100 Hz (freqüência aplicada), como pode ser observado nas Figuras 2a e b.

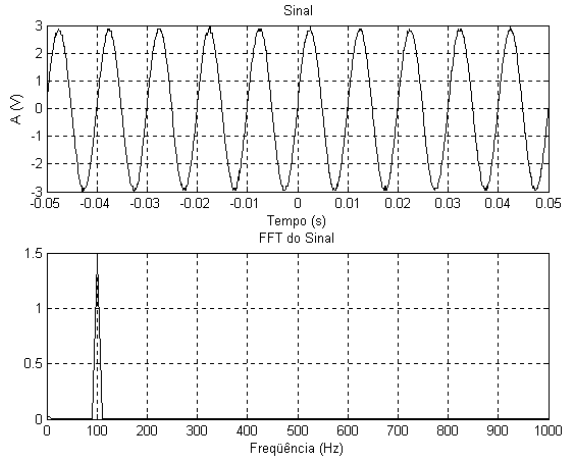


Figura 2a: Senóide gerada pelo MatLab®, usando os dados adquiridos pelo osciloscópio digital, e seu espectro de freqüência. Observa-se a amplitude de 3V e freqüência central de 100 Hz.

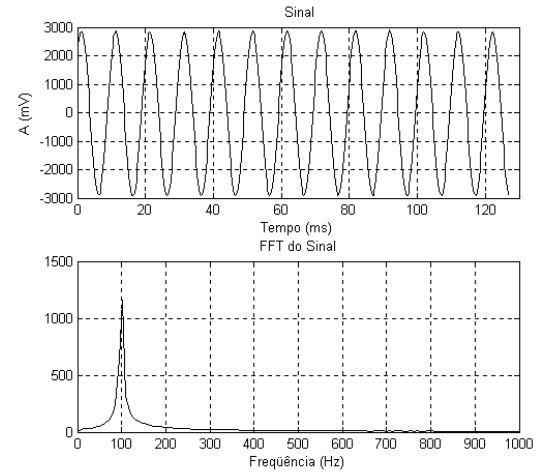


Figura 2b: Senóide gerada pelo MatLab®, usando os dados adquiridos pelo programa desenvolvido, e seu espectro de freqüência. Observa-se a amplitude de 3V e freqüência central de 100 Hz.

O sinal muscular do bíceps não apresentou diferença quando adquirido pelo osciloscópio e pelo programa, possuindo energia dominante na faixa de 50 a 150 Hz, conforme a literatura [2,5,11], o que pode ser observado nas Figuras 3a e b.

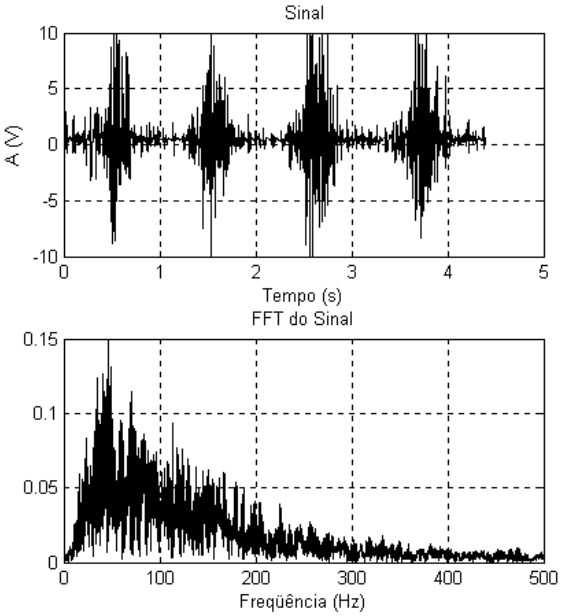


Figura 3a: Contração isotônica de flexão/extensão do músculo bíceps braquial gerada pelo MatLab®, usando os dados adquiridos pelo osciloscópio, e seu espectro de freqüência. Observa-se a energia dominante entre 50 e 150Hz.

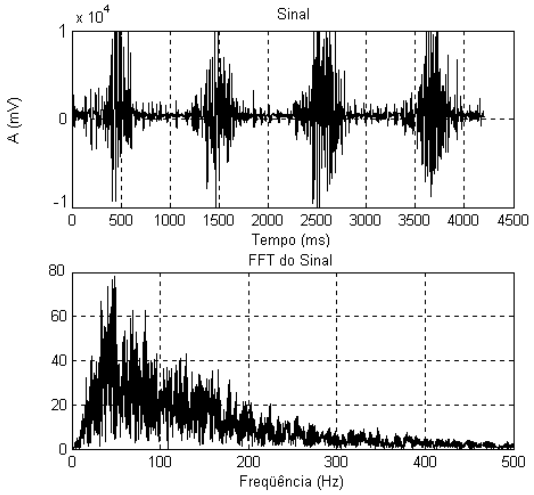


Figura 3b: Contração isotônica de flexão/extensão do músculo bíceps braquial gerada pelo MatLab®, usando os dados adquiridos pelo programa desenvolvido, e seu espectro de freqüência. Observa-se a energia dominante entre 50 e 150 Hz.

Discussão e Conclusão

No sistema de aquisição e processamento do sinal mioelétrico, visando aplicação em *biofeedback*, um computador pessoal poderá ser utilizado como ferramenta para o reaprendizado do controle muscular de usuários de próteses para membro superior, de pessoas com paralisia cerebral (PC) e acidente vascular cerebral (AVC), visualizando a informação contida no

sinal mioelétrico, além de verificar se a intensidade do sinal mioelétrico é capaz de acionar uma prótese mioelétrica [1,2,5,6].

Seu desenvolvimento teve baixo custo (US$ 100,00), quando comparado aos sistemas comerciais (US$ 2195,00) e os resultados da aquisição do sinal mioelétrico foram satisfatórios apresentando confiabilidade.

O *biofeedback* poderá ser utilizado por usuários de qualquer idade ou nível escolar devido sua estrutura gráfica simplificada. Permite que o terapeuta realize a eletromiografia da musculatura envolvida, além de permitir que enquanto um ou mais canais sejam utilizados para treinamento por *biofeedback*, os outros canais não utilizados, possam adquirir o sinal mioelétrico de outros músculos envolvidos no tratamento. O armazenamento dos dados auxiliará a visualização da evolução da *biofeedback*terapia.

Referências

[1] TÜRKER, K.S., "Electromyography:some Methodological problems and issues", *Phys. Ther*., 73(10):698-710, 1993.

[2] BASMAJIAN, J.V., DE LUCA, C.J., *Muscle Alive*. Baltimore, Md: Williams &Wilkins; 1985.

[3] BASMAJIAN, J. V. "*Biofeedback: Principles and Practice for Clinicians*", Williams & Wilkins, Baltimore. 1989.

[4] DE LUCA, C.J., "The Use of Electromyografy in Biomechanics". *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2):135-163, 1997.

[5] DE LUCA, C.J., "Surface Electromyography: Detection And Recording", In: Delsys, Inc., 1996. Internet site address: http://www.delsys.com/library/papers/SEMGintro.pdf acessado em 23/07/2003.

[6] SCHWARTZ, M.S. "*Biofeedback: A Practitioner's Guide*". The Guilford Press, New York. 1995.

[7] EPUB, Internet site address: http://www.epub.org.br/cm/n04/tecnologia/biofeed.htm, acessado em 21/02/2003.

[8] HUDGUNS, B.; ENGLEHART, K., PARKER, P.A.; SCOTT, N., "A microprocessor-based multifunction myoelectric control system. *Proc. 23rd Canadian Medical and Biological Engineering Society Conference*, Toronto, Canada, 1997.

[9] Internet site address: http://www.topstar.med.br/index.asp acessado em 12/03/2004.

[10] QUEVEDO, A.A.F., "Um sistema de análise digital de sinais eletromiográficos", Tese (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, 1993.

[11] Internet site address: http://www.waramps.ca/nac/myoarm.html#2 acessado em 17/05/2004.

[12] MERLETTI, R., "Standards for Reporting EMG data", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, February, 9(1):III-IV, 1999.

MODELAGEM DOS LIMIARES VENTILATÓRIOS EM FUNÇÃO DA CINÉTICA DAS TROCAS GASOSAS RESPIRATÓRIAS

E. L. Santos*, A. e Giannella-Neto**

* Laboratório de Pesquisa em Fisiologia do Exercício,
Universidade Estácio de Sá, Rio de Janeiro, Brasil
** Programa de Engenharia Biomédica (PEB),COPPE/UFRJ
Caixa Postal 68510, Rio de Janeiro, Brasil, 21945-970

e-mail: byels@uol.com.br, agn@peb.ufrj.br

The main goal of this work was to estimate the maximal O_2 uptake ($\dot{V}O_{2\,max}$), the ventilatory threshold (VT) and the respiratory compensation (RC) based on the gas exchange kinetics. Thirty-two volunteers were submitted to constant exercise, followed by progressive workload up to exhaustion. Gas exchange time response was modeled through a triple exponential function and the VT and RC were extracted automatically. The models were obtained by multiple linear regression and cross-validated. All models presented high significance and were adequately validated (SE = 210 ml.min^{-1}; p<0.001). In conclusion, this approach could be used as a potential tool for estimating maximal and submaximal responses to exercise.

***Palavras Chaves*: Cinética de O_2, limiar anaeróbio, $\dot{V}O_2$ máximo**

Introdução

A resposta da captação de O_2 ($\dot{V}O_2$) a diferentes intensidades de exercício tem sido assunto de muitos estudos [1] envolvendo os efeitos da massa muscular [2], do treinamento físico e do tipo de exercício [3]. Adicionalmente, trabalhos pioneiros investigaram a resposta temporal do $\dot{V}O_2$ e sua interação com a eliminação de CO_2 ($\dot{V}CO_2$) e a ventilação pulmonar ($\dot{V}E$) segundo distintos estímulos, hipotetizando que a resposta do $\dot{V}CO_2$ e da $\dot{V}E$ seriam mais lentas que a do $\dot{V}O_2$. Em uma seqüência de trabalhos, WHIPP *et al.* [4] descreveram a cinética das trocas gasosas respiratórias do $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E$, em função da resposta temporal destas variáveis durante exercício em carga constante.

Vários autores [2,5] têm explicado a resposta temporal do $\dot{V}O_2$ através de uma função exponencial dividida em três componentes (Figura 1): *Componente Cardiodinâmico*, correspondente a um rápido aumento no $\dot{V}O_2$ alveolar em até 15-20 s do início do exercício [5,6]. *Componente Primário*, correspondente ao aumento exponencial do $\dot{V}O_2$ em proporção ao consumo tecidual de O2 [5,6]. *Componente Lento*, refere-se a um aumento do $\dot{V}O_2$ acima da requisição de trabalho [5].

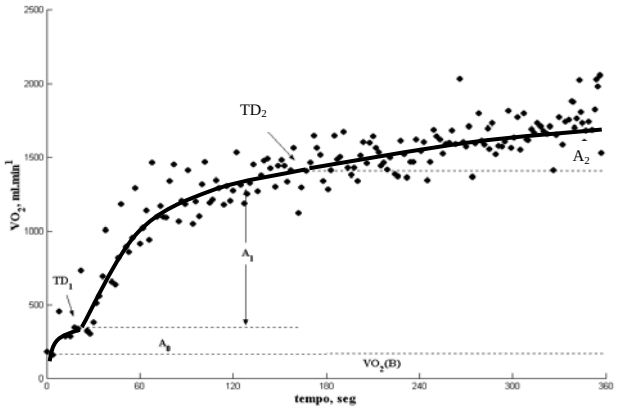


Figura 1 – Modelo exponencial para descrever a cinética do $\dot{V}O_2$ durante exercício em *steady-state*. Onde TD_1 e TD_2 representam os atrasos temporais da fase primária e lenta; A_0, A_1 e A_2, as amplitudes dos componentes cardiodinâmico, primário e lento; e $VO_2(B)$, a linha de base em repouso; os pontos, o $\dot{V}O_2$ ciclo a ciclo, e o traçado contínuo, o $\dot{V}O_2$ obtido pelo modelo.

É bem estabelecido que o treinamento físico pode aumentar a aptidão física, determinando aumento no $\dot{V}O_{2\,máx}$, assim como da capacidade aeróbia [7,8], causando redução na concentração sanguínea de ácido láctico [8], redução na sobrecarga ventilatória e retardando o limiar ventilatório (VT) e a compensação respiratória (RC). Outros estudos têm relatado alterações na cinética do $\dot{V}O_2$ após treinamento [5].

Desta forma se pode estabelecer três bases teóricas ao propósito deste trabalho: 1) o treinamento físico altera o comportamento temporal da concentração sangüínea de ácido láctico, além de promover o aumento do $\dot{V}O_{2\,máx}$, do VT e da RC; 2) a forma da resposta dinâmica do $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e da $\dot{V}E$ é igualmente influenciada pelo treinamento físico e, portanto, depende da aptidão física; e 3) admitindo como verdadeiras as afirmativas acima, pode-se inferir que através da decomposição matemática da cinética dos gases respiratórios, seja possível

a predição da capacidade funcional máxima ($\dot{V}O_{2\,máx}$) e submáxima (VT e RC). Sendo assim, o objetivo do presente estudo foi desenvolver um modelo de estimativa da resposta ventilatória máxima e submáxima baseado na análise da cinética dos gases respiratórios.

Materiais e Métodos

Trinta e dois voluntários do sexo masculino (28 ± 9 anos; 1,74 ± 0,09 m; 74,8 ± 11,3 kg) fisicamente ativos e aparentemente saudáveis, após terem assinado a um termo de consentimento (aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, HUCFF/UFRJ), foram submetidos a um teste de esforço (cicloergômetro de frenagem mecânica) progressivo até a exaustão voluntária ou a apresentação de um sinal ou sintoma esforço-limitante.

O protocolo consistiu de quatro fases: 1) Repouso – quatro minutos em repouso passivo; 2) Carga constante- seis minutos com carga equivalente a 50% do $\dot{V}O_{2\,máx}$ previsto; 3) Incremento de Carga – seguindo até a exaustão com incremento de 12,5 W.min^{-1} (60 rpm); e 4) Recuperação - 15 minutos, sendo os 3 iniciais em repouso ativo – 12,5 W – e os 12 minutos finais em repouso passivo.

Os voluntários respiraram através de uma máscara facial conectada a um pneumotacômetro Fleisch n. 3 (HP, EUA). Os gases respiratórios foram amostrados continuamente por um capilar (60 ml.min^{-1}) e analisadas as concentrações de O_2, CO_2 e N_2 por um espectrômetro respiratório (MGA2000, Airspec, UK). Após comversão A/D (60 Hz), foram calculados *on-line* o $\dot{V}O_2$, o $\dot{V}CO_2$ e a $\dot{V}E$, e gravados ciclo a ciclo respiratório.

Dado que a proposta do presente trabalho foi modelar a resposta em esforço progressivo baseado na resposta dos gases respiratórios a um estímulo em degrau, modelou-se a cinética dos gases respiratórios – ($\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E$) na fase de carga constante, e na fase de incremento de carga, foram detectados os limiares ventilatórios – VT e RC e o $\dot{V}O_{2\,máx}$. Finalmente, utilizou-se dos parâmetros da cinética gasosa para se estimar por regressão linear múltipla por minimização do erro quadrático, o VT, o RC e o $\dot{V}O_{2\,máx}$.

Os parâmetros da cinética do $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E$ foram extraídos por regressão não linear (minimização do erro médio quadrático) usando um modelo matemático com três termos exponenciais [2]:

$$\hat{Y} = Y(B) + A_0 \cdot \left(1 - e^{-1/\tau 0}\right) + A_1 \cdot \left(1 - e^{-(t-TD_1)/\tau 1}\right) + A_2 \cdot \left(1 - e^{-(t-TD_2)/\tau 2}\right) \quad (1)$$

onde $\hat{Y}$, representa o $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E$; Y(B), o valor da linha de base, calculado como o valor médio dos 30 segundos finais de repouso; A_0, A_1 e A_2, as amplitides dos componentes cardiodinâmico, primário e lento, respectivamente; τ_0, τ_1 e τ_2, as constantes de tempo dos componentes cardiodinâmico, primário e lento, respectivamente; e TD_1 e TD_2, representam os atrasos temporais para os componentes primário e lento, respectivamente.

O VT e a RC foram detectados automaticamente [9] através dos equivalentes ventilatórios de O_2 ($\dot{V}E/\dot{V}O_2$) e CO_2 ($\dot{V}E/\dot{V}CO_2$): 1) Tomando cada um dos equivalentes ventilatórios em função da intensidade, extraiu-se, por regressão não linear, um polinômio de 5° grau; 2) calculou-se a primeira derivada analítica de cada função; e 3) atribui-se aos zeros, os pontos de inflexão de cada função. Da inflexão do $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ obteve-se o VT e, da inflexão do $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$, a RC. O $\dot{V}O_{2\,máx}$ foi caracterizado pelo máximo valor do $\dot{V}O_2$ durante os 30 segundos finais da fase de incremento de cargas (carga máxima).

As variáveis independentes foram escolhidas (*piecewise forward*) por ordem de magnitude da correlação parcial com a variável dependente e sua significância (valor-p). Como critério de corte de variáveis independentes rejeitou-se a *i-ésima* variável, quando o aumento no r^2 de *i-1* para *i* fosse inferior a 0,005. *Os n* modelos foram validados através do método *leave-one-out*, onde cada conjunto de variáveis independentes foi aplicada a *n-1* indivíduos, e os coeficientes obtidos pelo *j-ésimo* modelo foram aplicados ao *j-ésimo* indivíduo. Os resultados medidos do $\dot{V}O_{2\,máx}$, VT e RC foram comparados com aqueles obtidos pelos modelos, expressando a confiabilidade dos modelos pelo limite de concordância (LOA), calculado como ± 2 SD. Adotou-se um nível de significância equivalente a α=0,05.

Resultados

A Figura 2 mostra um exemplo das respostas temporais do $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e da $\dot{V}E$, e sobrepostas a essas, as funções de regressão em três termos exponenciais. À direita são expostos os resíduos da regressão (*observado – esperado*), onde se pode observar uma dispersão estável ao longo do tempo, conforme a expectativa de normalidade.

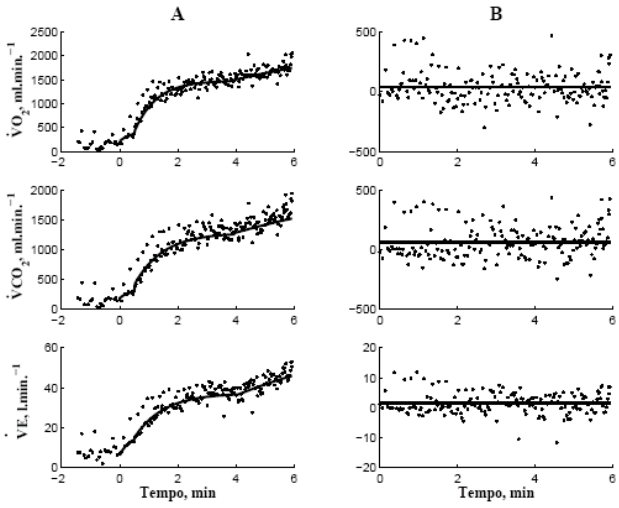


Figura 2 – (A) Os pontos representam a resposta temporal do $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E$ na fase de carga constante em 1 indivíduo; as linhas contínuas foram obtidas por regres-

são não linear. (B) Resíduos correspondentes às linhas de regressão do $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E$ ilustrados em A.

Pode-se notar que o comportamento temporal do $\dot{V}CO_2$ e da $\dot{V}E$ sofrem um atraso em relação ao $\dot{V}O_2$. É a partir desta observação que reside o embasamento deste estudo, pois se o VT reflete a desproporção entre a produção de CO_2 e o consumo de O_2, e o RC, a dependência da compensação respiratória, poder-se-ia esperar que através da resposta destas variáveis a determinada carga, se pudesse estimar sua resposta a outra carga de trabalho.

Comparando a resposta temporal dos gases respiratórios, à exceção da constante de tempo do componente cardiodinâmico (τ_0), que não apresentou diferença entre $\dot{V}O_2$ e a $\dot{V}E$, ambos os componentes primário (τ_1) e lento (τ_2) extraídos da $\dot{V}E$, mostraram-se mais lentos que aqueles extraídos do $\dot{V}CO_2$, e estes, mais lentos que os do $\dot{V}O_2$ ($p<0,05$).

A Tabela 1 apresenta os coeficientes extraídos do modelo exponencial triplo aplicado ao $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e a $\dot{V}E$. Foram registradas diferenças entre os atrasos temporais do componente primário (TD_1) do $\dot{V}O_2$ e da $\dot{V}E$ ($p<0,01$), mas o atraso do $\dot{V}CO_2$ não mostrou diferença com o $\dot{V}O_2$ e a $\dot{V}E$. Diferentemente, TD_2 mostrou-se diferente entre todas as variáveis ($p<0,01$).

Tabela 1 – Coeficientes da cinética dos gases respiratórios extraídos pelo modelo exponencial triplo

Variável	$\dot{V}O_2$	$\dot{V}CO_2$	$\dot{V}E$
B, l.min^{-1}	0,24 ± 0,09	0,25 ± 0,08	8,2 ± 3,2
A_0 l.min^{-1}	0,59 ± 0,18	0,77 ± 0,41	49,61 ± 12,12
τ_0, s	4,8 ± 3,0	7,2 ± 2,5	5,2 ± 2,6
A_1, l.min^{-1}	0,83 ± 0,25	0,82 ± 0,20	20,78 ± 5,54
TD_1, s	16,5 ± 14,6	23,41 ± 11,45	33,8 ± 28,5
τ_1, s	10,3 ± 2,4	26,9 ± 5,6	40,2 ± 10,6
A_2, l.min^{-1}	0,26 ± 0,22	0,48 ± 0,12	12,45 ± 3,31
TD_2, s	105,4 ± 37,16	129,4 ± 25,3	135,7 ± 20,2
τ_2, s	169,3 ± 69,3	263,5 ± 91,1	411,2 ± 114,6

Na Figura 3 são ilustrados os resultados obtidos para estimativa do $\dot{V}O_{2\,máx}$, da RC e do VT, seguida da análise de Bland e Altman. O modelo do $\dot{V}O_{2\,máx}$ resultou em uma correlação de 0,92 entre os valores observados e estimados ($r^2 = 83,5$ %, SE=230,2 ml.min^{-1} $p < 0,001$). O modelo do VT resultou em correlação um pouco menor ($r^2 = 0,80$; SE = 208,1 ml.min^{-1}, $p < 0,001$), e o modelo da RC foi também estimado satisfatoriamente, resultando em uma correlação de 0,88 (r^2=0,78, SE=232,5 ml.min^{-1}, $p < 0,001$).

Em todos os modelos pode se observar um único indivíduo fora dos 95% do LOA, e embora aproximadamente 20% dos casos se apresentem fora dos 95% do intervalo de confiança de estimativa, encontrou-se em todos os casos baixos erros padrão de estimativa, reforçando a alta confiabilidade dos modelos. Quando finalmente realizada a validação cruzada, os resultados obtidos confirmam a capacidade de estimativa dos modelos ($\dot{V}O_{2\,máx}$, SE = 177,96 ml.min^{-1}, $r^2 = 0,92$; VT, 159,35 ml.min^{-1}, 0,90; e RC, 147,68 ml.min^{-1}, 0,93), os quais mantiveram, em média, baixos erros padrão de estimativa.

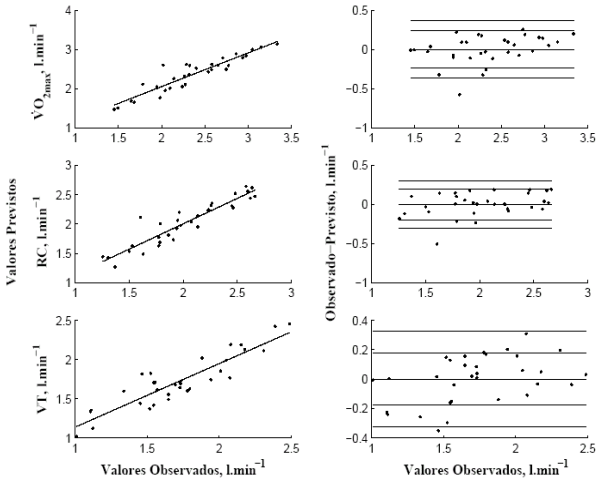


Figura 3 – Estimativa do $\dot{V}O_{2\,máx}$, da compensação respiratória (RC) e do limiar ventilatório (VT). Os painéis à esquerda apresentam os valores previstos em função dos valores observados (**.**), junto à reta de regressão (linha contínua). Os painéis à direita apresentam a diferença entre os valores observados e os previstos. As linhas centrais representam a diferença média, as duas linhas mais externas representam 95% do limite de concordância (LOA), e as linhas mais internas, 95% do intervalo de confiança de estimativa ($p<0,001$).

Discussão

O presente estudo teve como objetivo estimar as respostas metabólico-ventilatórias durante esforço máximo baseado na resposta temporal dos gases respiratórios em esforço constante. A estimativa da resposta fisiológica máxima, assim como as relações entre os limiares ventilatórios, o sistema cardiovascular e o metabolismo tecidual têm sido tema de inúmeros estudos prévios. No entanto, até a presente data, este é o primeiro trabalho, em nosso conhecimento, destinado a relacionar a cinética dos gases respiratórios aos limiares ventilatórios através de um modelo matemático compreensível, mostrando relação tão estreita entre a resposta temporal do $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e da $\dot{V}E$, e o $\dot{V}O_{2\,máx}$, o VT e a RC.

A cinética dos gases respiratórios foi descrita inicialmente por uma curva exponencial simples [4]. No entanto, um modelo desta ordem despreza a interação entre os sistemas respiratório, metabólico e cardiovascular, já que considera que todos os sistemas envolvidos agem simultaneamente. Outros modelos foram então desenvolvidos usando o somatório de duas [1] ou três [10] funções exponenciais. Embora persistam na literatura discordâncias quanto ao modelo mais adequado [1,2], a cinética do $\dot{V}O_2$ tem sido, com maior freqüência, descri-

ta por três termos exponenciais [2,5]. Em concordância com BURNLEY *et al.* [11], que retratou maior confiabilidade do modelo exponencial triplo em comparação ao exponencial simples, no presente estudo, o modelo exponencial triplo resultou em altas correlações com os valores ciclo a ciclo dos gases respiratórios, correspondendo a 88,4, 85,3 e 84,9% da variância explicada do $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e da $\dot{V}E$, respectivamente.

Foi evidenciado que uma cinética mais lenta está associada a concentrações mais altas de ácido láctico, o que corrobora a hipótese de que haja relação entre os limiares ventilatórios – VT e RC – e a cinética dos gases respiratórios. Similarmente, aos resultados encontrados aqui, uma resposta temporal mais rápida do $\dot{V}O_2$ tem sido encontrada em indivíduos com os maiores valores do $\dot{V}O_{2\,max}$ [2,9].

Tem sido relatado que os parâmetros da cinética do $\dot{V}O_2$ podem ser modificados após treinamento [5], mostrando uma diminuição progressiva nas constantes de tempo do $\dot{V}O_2$, e resultando em pequena queda na constante de tempo do componente lento [5,6]. Tais alterações podem explicar o aumento da contribuição aeróbia na transição respouso-exercício [5]. Além disso, o treinamento físico tende a aumentar o $\dot{V}O_{2\,máx}$ [7], bem como atrasar o início do acúmulo de ácido láctico e o início da acidose [8].

A expectativa do presente estudo era que se pudesse relacionar a magnitude do $\dot{V}O_{2\,máx}$, do VT e da RC com a cinética dos gases respiratórios. Notou-se de fato uma relação muito estreita entre o $\dot{V}O_{2\,máx}$, VT e RC, e a cinética dos gases respiratórios. Embora não se possa atribuir relação causa-efeito, a magnitude das correlações encontradas aqui, evidenciaram uma forte associação entre a cinética gasosa e os limiares ventilatórios, resultando em 83,5%, 79,3% e 77,4% da variância explicada do $\dot{V}O_{2\,máx}$, VT e RC respectivamente, o que corresponde a erros padrão de estimativa bastante baixos, em torno de 210 ml.min^{-1}. Os modelos foram validados pelo método *leave-one-out*, confirmando a capacidade dos modelos em estimar o $\dot{V}O_{2\,máx}$ o VT e a RC.

Inúmeros protocolos foram desenvolvidos para a estimativa do $\dot{V}O_{2\,máx}$, e vários outros destinaram-se à estimativa do limiar anaeróbio [9] aplicando-os como medida para a prescrição de exercício. A aplicabilidade das medidas de $\dot{V}O_{2\,máx}$, VT e RC para a prescrição e controle do treinamento físico, ou de ordem de gravidade para limitações físicas é indiscutível. No entanto, todos os estudos apresentados baseiam-se em testes de esforço progressivos e máximos. Em um estudo pioneiro [12] demonstrou-se pela primeira vez a possibilidade de estimativa do $\dot{V}O_{2\,máx}$ e do VT a partir de um teste em *steady state*, no entanto nenhum estudo se propôs ao que foi realizado aqui, e tampouco resultou na mesma acurácia.

Dadas as considerações apresentadas acima, parece razoável concluir que os parâmetros extraídos da análise da cinética do $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e da $\dot{V}E$ podem servir como estimadores confiáveis dos limiares ventilatórios (VT e RC) e do $\dot{V}O_{2\,máx}$, de forma que compõem uma boa ferramenta de estimativa da resposta submáxima e máxima a esforço progressivo, correspondendo a uma alternativa para avaliação da capacidade funcional baseada em um esforço submáximo.

Agradecimentos. Os autores agradecem ao CNPq, FAPERJ e PRONEX pelo financiamento parcial desta pesquisa, e a todos os voluntários.

Referências

[1] BEARDEN, S.E., MOFFAT, R.J., "VO_2 kinetics and the O_2 deficit in heavy exercise", *J. Appl. Physiol.* 88: 407-1412, 2000.

[2] CARTER, H., JONES, A.M., BARSTOW, T.J., *et al.*, "Effect of endurance training on oxygen uptake kinetics during treadmill running", *J. Appl. Physiol.* 89: 1744-1752, 2000.

[3] HUGSON, R.L., O'LEARY, D.D., BETIK, A.C., *et al.*, "Kinetics of oxygen uptake at the onset of exercise near or above peak oxygen uptake" *J. Appl. Physiol.* 88: 1812-1819, 2000.

[4] WHIPP, B.J., DAVIS, J.A., TORRES, F. *et al.*, "A test to determine parameters of aerobic function during exercise", *J. Appl. Physiol.: Respirat. Environ. Exercise Physiol.*, 50(1): 217-221, 1981.

[5] DEMARLE, A.P., SLAWINSKI, J.J., LAFFITE, L.P., *et al.*, "Decrease of O_2 deficit is a potential factor in increased time to exhaustion after specific endurance training", *J. Appl. Physiol.* 90: 947-953, 2001.

[6] MOLÉ, P.A., HOFFMANN, J.J., "VO_2 kinetics of mild exercise are altered by RER", *J. Appl. Physiol.*, 87(6): 2097-2106, 1999.

[7] GREEN, H., S. GRANT, E. BOMBARDIER, *et al.*, "Initial aerobic power does not alter muscle metabolic adaptations to short-term training", *Am. J. Physiol., Endocrinol. Metab.* 277(40): E39–E48, 1999.

[8] BERGMAN, B.C., WOLFEL, E.E, BUTTERFIELD, G.E., *et al.*, "Active muscle and whole body lactate kinetics after endurance training in men", *J. Appl. Physiol.* 87(5): 684–1696, 1999.

[9] SANTOS, E.L. GIANNELLA-NETO, A., "Comparison of computerized methods for detecting the ventilatory thresholds". *Eur. J. Appl. Physiol.* (in press), 2004.

[10] KOGA, S., SHIOJIRI, T., SHIBASAKI, M., *et al.*, "Kinetics of oxygen uptake during supine and upright heavy exercise", *J. Appl. Physiol.*, 87(1): 253-260, 1999.

[11] BURNLEY, M., JONES, A.M., CARTER, H. *et al.*, "Effects of prior heavy exercise on phase II pulmonary oxygen uptake kinetics during heavy exercise" *J. Appl. Physiol.* 89: 1387–1396, 2000.

[12] ZHANG, Y.Y., SIETSEMA, K.E., SULLIVAN, C.S., *et al.*, "A method for estimating bicarbonate buffering of lactic acid during constant work rate exercise" *Eur. J. Appl. Physiol.* 69: 309-315, 1994.

ASSOCIAÇÃO DA FES COM A TÉCNICA DE FACILITAÇÃO NEUROMUSCULAR PROPRIOCEPTIVA EM PACIENTES PÓS-AVC

E. C. Magdalon*, A. A. F. Quevedo*,** , L. B.G. Nunes*,**

* UNICAMP/ Departamento de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação; CEB - Centro de Engenharia Biomédica, Campinas, Brasil.
** UNICAMP/ CIPED - Centro de Investigações em Pediatria, Campinas, Brasil.

e-mail: magdalon@ceb.unicamp.br

Abstract: Ten hemiparetic subjects after stroke were distributed into 2 groups. Both groups received treatment with the Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF) patterns, and group 2 received same treatment with the addition of Functional Electrical Stimulation (FES). Motor function was assessed with Fugl-Meyer Motor Assessment Function and with the Modified Barthel Index (MBI). The FES – PNF combination increased the motor score of upper extremity by Fugl-Meyer Score in a higher rate than the use of PNF alone. However, the addition of FES was not enough to produce any statistically significant changes.

Palavras Chaves: **Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva, AVC, Reabilitação**

Introdução

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é a causa mais comum de morte e de seqüelas por doenças neurológicas em adultos [1]. O AVC apresenta alta incidência com uma grande proporção de sobreviventes que passam a ter um significativo grau de incapacidade residual nas esferas motora, sensitiva, psíquica e de linguagem [2]. As deficiências motoras se caracterizam por paralisia (hemiplegia) ou fraqueza (hemiparesia) no lado do corpo oposto ao local da lesão [3]. No membro superior a hemiparesia dificulta ou impossibilita a realização de atividades de vida diárias, portanto reduzindo a independência funcional desses pacientes.

O método de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP) teoriza que a função motora do paciente deve ser corrigida pela via neuromuscular por meio da estimulação dos receptores localizados nas articulações, nos tendões e nos músculos, pois esse método tem como base o conceito de que quanto maior for o estímulo sensitivo da periferia, maior a quantidade de estímulos que chegam ao SNC, o qual responde a esses estímulos [4].Os padrões da FNP são comumente usados em programas de exercícios terapêuticos [5].

A Estimulação Elétrica Funcional (FES – *Functional Electrical Stimulation*) tem sido usada na recuperação de pacientes pós AVC para facilitar ganhos no controle motor voluntário, na força muscular e na redução da espasticidade [6]. Diversos estudos mostram resultados eficientes na reabilitação de pacientes pós-AVC tratados com FES para melhorar a função de extensão do punho. [7], [8], [9] e [10]. MUNIH *et al*. [11] realizaram um estudo onde associaram a FES sincronizada com a técnica de FNP em membros inferiores de indivíduos com lesão medular incompleta, e observaram um ganho de amplitude da movimentação do quadril.

Existe a suposição geral que a recuperação do membro superior após o AVC é pobre. Entretanto, há relativamente poucos estudos com enfoque na recuperação da função motora no membro superior após o AVC. Desta forma, a proposta deste estudo foi verificar o efeito da adição da Estimulação Elétrica Funcional (FES) associada ao treinamento do padrão de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP) em pacientes hemiparéticos pós- Acidente Vascular Cerebral (AVC).

Materiais e Métodos

Foram selecionados 10 pacientes hemiparéticos pós-AVC, em estágio crônico (tipicamente definido como superior a 1 ano do tempo de lesão pós AVC) [3], divididos igualmente em Grupo 1 e Grupo 2. As características dos grupos estão na tabela 1.

Tabela 1. Características dos grupos de pacientes

Características	Grupo 1	Grupo 2
Sexo	3 M e 2 F	3 F e 2 M
Idade (média e desvio padrão)	X=48,80 ±19,76	X=57,60 ± 11,32
Tempo de lesão pós-AVC em meses (média e desvio padrão)	X=36,20 ±36,348	X=27,60 ±5,595
Lado Afetado	3 Dir e 2 Esq	4 Dir e 1 Esq
Tratamento	FNP	FNP + FES

Os critérios de exclusão para esse estudo foram: presença de deformidades e contraturas, anestesia de membro superior, déficit de compreensão, tempo de lesão pós AVC, incidência de mais de um AVC e também foram excluídos os pacientes que apresentaram qualquer outro déficit sensório-motor que não aquele causado pelo AVC, e que poderia afetar a extremidade superior ipsilateral à lesão cerebral [12].Utilizou-se um

estimulador elétrico modelo DUALPEX 961 – QUARK® programado com pulso de 400μs, freqüência de 50Hz, com Ton-Toff de 7:14 nas primeiras 7 sessões, e Ton-Toff de 7:7 nas ultimas 7 sessões, e com rampa de subida de 2 segundos e descida de 0,5 segundo.

As avaliações foram realizadas por um avaliador isento, pré-tratamento (iniciais), pós- tratamento (finais) e após 7 semanas do término das sessões de tratamento (tardias). Para a avaliação do déficit motor do membro superior hemiparético utilizou-se a Escala de Fugl-Meyer, pois é um método completo do déficit motor do membro superior pós AVC, que leva em consideração os padrões de sinergia envolvidos e força e coordenação nos ombros, antebraço, punho e mãos [13]. A escala motora de Fugl-Meyer é altamente recomendada como uma ferramenta clinica e para pesquisa da avaliação das mudanças nos déficits motores pós AVC [14]. A mensuração é valida [15], confiável, [16] e sensível a mudanças durante a recuperação natural [17] e em resposta a intervenções específicas [18].

A avaliação de Fugl-Meyer mede seis dimensões de déficit pós -AVC que incluem os déficits motores das extremidades superiores e inferiores, amplitude de movimento, dor, reflexos, sensação e equilíbrio [19]. Para esse estudo utilizou-se somente os componente de déficit motor do membro superior, sensação, movimento articular passivo e dor da escala da avaliação de Fugl-Meyer (FMA).

Para a avaliação funcional das atividades de vida diária (AVDs) utilizou-se o Índice Modificado de Barthel (IMB) [20], essa escala é derivada do Índice de Barthel, descrito por MAHONEY & BARTHEL [21].

O Índice Modificado de Barthel (IMB) alcança grande sensibilidade e melhora a confiabilidade em relação à versão original, sem causar dificuldades adicionais ou afetar o tempo de execução [20]. O IMB é um teste simples, conveniente e eficiente, e garante informações exatas e precisas sobre as atividades diárias de pacientes pós-AVC [22]. A avaliação realizada pelo IMB foi obtida a partir de entrevista também realizada pelo avaliador isento.

Ambos os grupos receberam o treinamento com os padrões de FNP, entretanto o grupo 2 recebeu a adição da FES, sendo aplicada nas proximidades do ponto motor dos músculos extensor comum dos dedos e tríceps braquial (Figura 1).

O tratamento foi realizado 2 vezes por semana, durante 7 semanas, totalizando 14 sessões de 45 minutos.



Figura 1: Posicionamento dos eletrodos para a terapia com FES.

Um dos princípios da técnica de FNP é a aplicação de técnicas de tratamento no lado íntegro para atingir o membro contralateral comprometido, que é chamado de tratamento indireto [23] e [5]. Segundo REICHEL [4], através de movimentos bilaterais é possível apoiar e proteger o lado debilitado, isso porque de acordo com HUMMELSHEIM *et al*. [24], quando se estimula o lado íntegro, os neurônios reagem ao mesmo tempo transmitindo impulsos para o lado oposto através de conexões, ocorrendo uma irradiação dos estímulos e fazendo com que os neurônios do outro lado sejam facilitados, iniciando-se assim o esboço de contrações do lado plégico. Baseado nesse príncipio a sessão foi dividida em duas partes, onde a primeira parte consistiu na realização do tratamento indireto, ou seja, a aplicação do padrão de Elevação anterior da pélvis (duração de 2,5 minutos), Depressão posterior da escápula (2,5 minutos), movimentos recíprocos - Depressão posterior de Escápula e Elevação Anterior da Pélvis (2,5 minutos) e o padrão de Extensão, abdução e rotação interna com membro superior em extensão (7,5 minutos) da FNP no lado não afetado ("lado forte"), totalizando 15 minutos iniciais da terapia. A segunda parte consistiu na aplicação do tratamento direto, ou seja, repetiu-se a mesma seqüência do lado hemiparético, mas com o dobro do tempo para cada padrão, totalizando 30 minutos de exercícios do lado hemiparético, sendo que no caso do Grupo 2 nos últimos 15 minutos da sessão aplicou-se a FES sincronizada com o padrão selecionado de membro superior da FNP.

As sessões de tratamento foram realizadas parte no ambulatório de Neuro Adulto do Hospital da UNICAMP e parte no Centro de Convivência dos Afásicos – CCA - IEL, da UNICAMP.

Todos os pacientes ou seus responsáveis assinaram um termo de consentimento formal e a pesquisa foi conduzida de acordo com as normas do Conselho Nacional de Saúde (Resolução 196/96). Essa pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa – FCM-UNICAMP (Parecer projeto 006/02).

Resultados

Análises não-paramétricas realizadas pelos testes de Wilcoxon revelaram aumentos estatisticamente significativos na pontuação do déficit motor da extremidade superior e na pontuação total que incluem o componente de déficit motor do membro superior, sensação, movimento articular passivo e dor da escala da avaliação de Fugl-Meyer para o grupo 1 na comparação entre todos os estágios. O grupo 2 somente mostrou aumento estatisticamente significativo entre o estágio Inicial x Final do déficit motor da extremidade superior, (Tabela 2).

No Teste de Mann-Whitney para comparar os grupos da Escala de Fugl-Meyer não houve diferença estatisticamente significativa.

Tabela 2: Teste Estatístico de Wilcoxon para comparar os estágios dentro dos grupos da Avaliação de Fugl-Meyer.

Localização	Teste de Wilcoxon		p-valor (significância)	
	G 1	G 2	Grupo1	Grupo 2
Ext.Sup. Inicial – Final	15	15	0,030(**)	0,030(**)
Ext.Sup. Inicial –Tardio	15	11	0,030(**)	0,418
Ext.Sup. Final – Tardio	15	1	0,030(**)	0,106
Total Inicial – Final	15	10	0,030(**)	0,100
Total Inicial – Tardio	15	11	0,030(**)	0,418
Total Final – Tardio	14	1	0,106	0,423

Na análise do Índice Modificado de Barthel (IMB) não houve diferenças significativas entre os estágios de avaliação para ambos os grupos. Observou-se diferenças significativas no Teste de Mann-Whitney para a comparação da avaliação de IMB tardio entre os grupos 1 e 2 (p=0,030), [H_1: Mediana Grupo 1 > Mediana Grupo 2].

Discussão

Alguns estudos relatam que excelentes resultados foram obtidos quando combinaram a FES com a terapia convencional [25] e [26], entretanto nesse estudo o grupo que recebeu a associação das duas modalidades não apresentou resultados superiores ao grupo 1 tratado somente com os padrões de FNP.

De acordo com CHAE *et al.* [18] um ganho na função motora, avaliada segundo a Escada de Fugl-Meyer, não traduz em melhora significativa no desempenho das atividades funcionais (cuidados pessoais), pois muitos pacientes hemiparéticos acabam usando o membro superior não afetado durante grande parte das atividades de vida diária (AVDs). Desta forma, mesmo os pacientes com um comprometimento motor mais severo podem apresentar uma alta pontuação nas escalas funcionais, pois são capazes de aprender técnicas compensatórias utilizando-se da mão não afetada para suas atividades [27].

Pode-se concluir que o protocolo utilizado foi suficiente para aumentar a pontuação motora do membro superior na Escala de Fugl-Meyer no grupo tratado com a técnica de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva. Por outro lado, a adição da FES não foi suficiente para alterar com significância estatística os dados das avaliações de Fugl-Meyer e IMB. Assim, faz se necessário alterar o protocolo de FES.

Agradecimentos

Os pesquisadores agradecem aos voluntários; à CAPES, pelo apoio financeiro; à QUARK® produtos médicos, pelo empréstimo do equipamento DUALPEX 961; ao Ambulatório de Neuro Adulto do HC da UNICAMP e ao Centro de Convivência dos Afásicos – CCA IEL – UNICAMP, por ceder gentilmente o local para a realização das terapias e pelo auxílio no cadastramento e recrutamento dos voluntários.

Referências

[1] JELLINGER, K. A. “Ischemic Stroke Advances in Neurology”, *Eur. J. Neurol*. 11(**5**): 357–358, 2004.

[2] GRESHAM, G. E. “Stroke outcome research”, *Stroke.* 17: 358-60, 1986.

[3] O´SULLIVAN S. B. and SCHMITZ T. J., “Stroke”, in _ (4Ed): *Physical Rehabilitation – Assessment and Treatment*, New York: F. A. DAVIS, pp. 520-581, 2001.

[4] REICHEL, H. D. *Método Kabat* - Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva, São Paulo: Premier, 1998.

[5] PINK, M. “Contralateral effects of upper extremity proprioceptive neuromuscular facilitation patterns”, *Phys Ther*. 61(**8**):1158-1162, 1981.

[6] TRIMBLE, M., ENOKA, R., “Mechanisms underlying the training effects associated with neuromuscular electrical stimulation”, *Phys. Ther*. 71:273, 1991.

[7] BAKER, L., YEH, C., WILSON, D., WATERS, R., “Electrical stimulation of wrist and fingers for hemiplegic patients”, *Phys. Ther*. 59:1495–99, 1979.

[8] KRAFT, G. H., FITTS, S.S., HAMMOND, M. C., “Techniques to improve function of the arm and hand in chronic hemiplegia”, *Arch. Phys. Med. Rehabil*. 73:220–227, 1992.

[9] PANDYAN, A. D., POWELL, J., FUTTER, C. GRANAT, M. H., STOTT, D. J., "Effects of electrical stimulation on the wrist of hemiplegic subjects", *Physiot*., 82(**3**):184-188, 1996.

[10] FRANCISCO, G., CHAE, J., CHAWLA, H., *et al*., "Electromyogram triggered Neuromuscular Stimulation for improving the arm function of acute stroke survivors: A randomized pilot study", *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 79:570-575, 1998.

[11] MUNIH, M., OBREZA, P., SEGA, J., BAJD, T., SAVRIN, R. "Proprioceptive Neuromuscular Facilitation in combination with Electrical Stimulation: combined treatment in comparison to each treatment alone", *Neuromodulation*.9(**1**):48-55, 2004.

[12] DESROISIERS, J., BOURBONNAIS D., BRAVO, G., ROY, P. M., GUAY, M., "Performance of the "unaffected" upper extremity of elderly stroke patients", *Stroke.* 27:1564-1570, 1996.

[13] FUGL-MEYER A. R., JAASKO L., LEYMAN I., et al., "The post-stroke hemiplegic patient: I. A method for evaluation of physical performance", *Scand. J. Rehabil. Med.* 7: 13–31, 1975.

[14] GLADSTONE D. J., DANELLS C. J., BLACK S., E., "The Fugl-Meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties", *Neurorehabi. Neural Repair.* 16(**3**):232-40, 2002.

[15] BERGLUND K., FUGL-MEYER A. R., "Upper extremity function in hemiplegia: A cross-validation study of two assessment methods", *Scand. J. Rehabil. Med.* 18:155–7, 1986.

[16] SANFORD J., MORELAND J., SWANSON L. R., et al., "Reliability of the Fugl-Meyer assessment for testing motor performance in patients following stroke", *Phys. Ther*. 73:447–54, 1993

[17] DUNCAN P. W., GOLDSTEIN L. B., MATCHAR D., et al., "Measurement of motor recovery after stroke: Outcome assessment and sample size requirements", *Stroke*. 23:1084–9, 1992.

[18] CHAE J., BETHOUX F., BOHINC T., et al., "Neuromuscular stimulation for upper extremity motor and functional recovery in acute hemiplegia", *Stroke.* 29:975–9, 1998.

[19] DUNCAN P. W., PROPST M., NELSON S. G., "Reliability of the Fugl-Meyer assessment of sensorimotor recovery following cerebrovascular accident", *Phys. Ther*. 63:1606–10, 1983.

[20] SHAH, S., VANCLAY, F., COOPER, B., "Improving the sensitivity of the Barthel Index for stroke rehabilitation", *J. Clin. Epidemiol*. 42: 703-9, 1989.

[21] MAHONEY, F.I.; BARTHEL, D. "Functional evaluation: the Barthel Index", *Maryland. State. Med .J*. (14):56-61, 1965.

[22] NAZZAL, M., SA'ADAH, M. A., AL-ANSARI, D., et al., "Stroke rehabilitation: application and analysis of the modified Barthel index in an Arab community", *Disabil. Rehabil*. 15(**23**):36-42, 2001.

[23] MARKOS, P. D., "Ipsilateral and contralateral effects of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques on hip motion and electromyographic activity", *Phys Ther*. 59(**11**):1366-1373, 1979.

[24] HUMMELSHEIM, H., HAUPTMANN, B., NEUMANN, S., "Influence of physiotherapeutic techniques on motor evoked potentials in centrally paretic hand extensor muscles", *Electrenceph.Clin. Neuroph.* 97:18-28, 1995.

[25] BOGATAJ U. at al., "The rehabilitation of gait in patients with hemiplegia: A comparison between conventional therapy", *Phys. Ther.* 75:490, 1995.

[26] MIYAZAKI, M. H., LOURENÇÃO, M. I.; RIBEIRO SOBRINHO, J. B., *et al*., "Estudo da interferência dos déficits motor e sensitivo na função manual de pacientes hemiplégicos submetidos à Estimulação Elétrica Funcional (FES)", *Acta fisiátrica*. 2(**3**):23-26, 1995.

[27] CHAE, J., FANG, Z.-P., WALKER, M., PURMEHDI S. "Intramuscular electromyographycally controled neuromuscular electrical stimulation for upper limb recovery in chronic hemiplegia", *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 80:935-941, 2001.

APLICAÇÃO DA MAGNITUDE QUADRÁTICA DA COERÊNCIA AO MLAEP COM ESTIMULAÇÃO A BAIXOS NÍVEIS DE PRESSÃO SONORA

A.F.C. Infantosi, M. Cagy, E.J.B. Zaeyen

Programa de Engenharia Biomédica / COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: afci@peb.ufrj.br, mcagy@peb.ufrj.br, ezaeyen@peb.ufrj.br,

Abstract: The need for a better approach for high-risk newborn auditory screening is due to pathologies that can affect higher auditory centers. The Middle Latency Auditory Evoked Potential (MLAEP) was investigated in the frequency domain applying Magnitude Squared Coherence (MSC) to the EEG of ten adults during click stimulation with different sound pressure levels. Results indicate the gamma band (30-100 Hz) as the most characteristic for high intensity levels (85 and 60 dB_{NHL}). For low intensities, near the auditory threshold, the band 30-50 Hz was identified. These findings indicate the potentiality of the MSC in detecting MLAEP response of low intensity in adults. Thus it is worth extend the investigation to newborns.

***Palavras Chaves*: MLAEP, MSC, Banda Gama.**

Introdução

Nos últimos oito anos, programas de triagem auditiva universal em recém-nascidos (RN) que utilizam técnicas distintas de detecção objetiva têm sido implementados, e dentre as técnicas, destacam-se o potencial evocado auditivo (PEA) de curta latência (BAEP) em conjunto com a determinação do limiar neurofisiológico (BERA) e as Emissões otoacústicas (EOA) [1]. Métodos automáticos de BERA (AABR) também têm sido utilizados e, recentemente, o potencial evocado auditivo em estado estável (SSAEP) tem sido investigado.

A EOA permite avaliar a integridade do sistema de bioamplificação auditiva nas células ciliares externas (CCE) na cóclea, enquanto que o BAEP avalia a integridade das vias auditivas desde as células ciliares internas (CCI) na cóclea até o colículo inferior no mesencéfalo (tronco cerebral). O BERA, o qual tem uma boa correlação com a audiometria convencional, indica a menor intensidade de estímulo capaz de gerar resposta (onda V) [2].

Dois grupos distintos de RN, um de alto risco para perda auditiva e outro de baixo risco, cujos sítios de comprometimento das vias auditivas são distintos, foram apontados pelo *Joint Committed of Infant Hearing* (JCIH, 2000). Entretanto, ainda não existe um consenso quanto à metodologia a ser empregada na avaliação destes grupos. Alguns programas de triagem auditiva utilizam somente as EOA, independente do RN ser de alto ou baixo risco. Por outro lado, outros programas empregam, além da EOA, as técnicas BAEP e/ou BERA, ou AABR [3,4]. Para um RN pertencente ao grupo de alto risco que tenha presença de EOA e ausência ou comprometimento severo do BAEP e/ou do BERA, o diagnóstico é de neuropatia auditiva (NA), também denominada dessincronização auditiva [3,5]. Epidemiologicamente, ainda não se conhece a população de alto risco para esta disfunção auditiva, em particular em unidades de tratamento intensivo (UTI) neonatal. Assim, tem sido questionado se as EOA devem ser empregadas como ferramentas de triagem auditiva em RN internado em UTI neonatal [3].

O diagnóstico de NA não especifica o sítio de acometimento da surdez nem seus aspectos neuropatológicos [6]. Determinadas patologias, tais como a hiperbilirrubinemia e a prematuridade, podem também acometer relés auditivos acima dos colículos inferiores e, portanto, o comprometimento destas estruturas não seria detectado nos testes atualmente utilizados na triagem auditiva [6,7]. Logo, o PEA de Média Latência (MLAEP) poderia ser empregado, pois se relaciona à atividade das estruturas acima deste relé até o córtex auditivo primário [8]. O critério de detecção usualmente empregado no PEA de curta e média latência baseia-se na morfologia da resposta, uma vez que a latência de seus picos está bem definida na literatura.

A utilização de técnicas de detecção objetiva no domínio da freqüência, em especial a MSC (*Magnitude Squared Coherence*), tem apresentado desempenho superior ao uso de critérios de detecção baseados apenas na morfologia temporal do potencial evocado [9,10,11], diminuindo o tempo necessário de exame [12]. Entretanto, a escolha dos harmônicos de freqüência que caracterizam a presença de resposta é feita geralmente de forma heurística [9]. Este trabalho aplica a MSC ao MLAEP de indivíduos normais em diversos níveis de pressão sonora incluindo o limiar auditivo de percepção com vistas a investigar as bandas de freqüência que melhor caracterizariam a resposta evocada nas diversas intensidades.

Materiais e Métodos

Magnitude Quadrática da Coerência – MSC

A MSC é uma técnica de detecção objetiva de resposta que utiliza as informações espectrais de magnitude e fase, e foi escolhida por sua simplicidade de implementação e por apresentar uma estatística bem definida na literatura [9], permitindo o teste da hipótese

nula de ausência de resposta significativa ao estímulo no sinal de EEG.

Este método baseia-se na coerência entre o sinal de EEG e uma seqüência de estímulos aplicados. Devido à estimulação ser determinística, a *MSC*(*f*) pode ser definida por:

$$MSC(f) = \frac{\left|\sum_{i=1}^{M} X_i(f)\right|^2}{M\sum_{i=1}^{M}\left|X_i(f)\right|^2} \quad (1)$$

onde $X_i(f)$ é a transformada discreta de Fourier da *i*-ésima época sincronizada com o instante de estimulação e *M* é o número de épocas. Caso não haja correlação entre o EEG e os estímulos, o numerador será numericamente muito menor que o denominador e, portanto, a *MSC*(*f*) tende a ser nula. Por outro lado, se todos os trechos possuem respostas idênticas, i.e. $X_i(f) = X_k(f)$, $\forall$ *i* e *k*, então *MSC*(*f*) terá valor igual à unidade.

Para *M* trechos independentes de um sinal gaussiano (sem resposta ao estímulo), a *MSC*(*f*) está relacionada à estatística F, com (2,2*M*–2) graus de liberdade, por [10]:

$$MSC(f) \sim \frac{F_{2,2M-2}}{M-1+F_{2,2M-2}} \quad (2)$$

a partir da qual o valor crítico (MSC_{crit}) para um dado nível de significância (α) pode ser determinado. Neste caso, tem-se a hipótese nula (H_0) de não haver resposta ao estímulo observável no EEG. Na presença de resposta sincronizada com o estímulo, esperam-se identificações positivas quando $MSC(f) > MSC_{crit}$. Na ausência de resposta ou na condição de não estimulação, espera-se uma taxa igual a α de falsos positivos em todas as freqüências.

Casuística

Os sinais EEG foram coletados de 10 voluntários normais com idade entre 21 e 50 anos, na posição de decúbito dorsal, completamente relaxados e confortáveis em ambiente silencioso. Cada coleta teve duração de cerca de 60 minutos. Todos os voluntários assinaram termo de consentimento livre e esclarecido.

Protocolo experimental

Os exames de potenciais evocados de curta e média latência foram realizados com o equipamento Nihon Koden MEB 9102 (Japão) de dois canais, para cliques de rarefação de 9 Hz e duração de 100 µs (espectro de freqüência em torno de 1-4 kHz [2]). Os estímulos tiveram níveis de pressão sonora referenciados em dB_{NHL} (0 dB_{NHL} = 30 dB_{SPL}, no equipamento), e transduzidos via fone de ouvido *Elega* modelo *DR-531B-14*. Somente a orelha esquerda foi estimulada, tendo sido empregado para a orelha direita o mascaramento com ruído branco a 40 dB abaixo do nível de pressão sonora do estímulo.

O número de estímulos aplicado variou de 600 a 2000, dependendo do nível de pressão sonora da estimulação. Os maiores valores foram empregados para estímulos de menor intensidade, com vistas a aumentar a relação sinal/ruído (RSR). Inicialmente, determinou-se o limiar da audição (L) do voluntário (variou de 0 a 13 dB_{NHL}) e, então, coletou-se o EEG sem estimulação por cerca de 90 s. Após este procedimento inicial, foram aplicados 600 estímulos a 85 dB_{NHL}, seguidos de duas sessões de 1000 estímulos de duração nas pressões sonoras de 60 e [L+26] dB_{NHL}, e de uma terceira sessão de 1200 estímulos a [L+18] dB_{NHL}. O EEG sem estimulação foi então coletado por 110 s, tendo a seguir sido realizadas duas sessões de 1200 estímulos com as pressões de [L+15] e [L+12] dB_{NHL}. Para as demais sessões, de 2000 estímulos de duração, variou-se a pressão sonora sempre referenciada ao limiar ([L+10], [L+8], [L+5], [L+2], [L] e [L-2] dB_{NHL}). A estimulação de 2 dB_{NHL} abaixo do limiar foi aqui considerada como EEG sem estimulação, i.e., não estimulação do sistema auditivo.

Eletrodos Ag/AgCl foram posicionados sobre o escalpo de acordo com classificação internacional de EEG 10/20, em Cz e Fpz (tomado como terra). As derivações utilizadas foram Cz-Mi (mastóide ipslateral - esquerda) e Cz-Mc (mastóide contralateral). A impedância da interface pele/eletrodo foi mantida inferior a 2 kΩ. Usando-se o Nihon Koden MEB 9102, os sinais EEG foram pré-amplificados, digitalizados e filtrados digitalmente (passa-altas de 20 Hz e 6 dB/oitava, passa-baixas de 2000 Hz e 12 dB/oitava, *notch* de 60 Hz).

Aquisição

Os sinais EEG e o canal de sincronização dos estímulos (*trigger*) foram digitalizados a 6 kHz (conversor A/D - DAQPad 1200) utilizando-se software de aquisição desenvolvido em ambiente LabView (National Instruments, Austin, USA). Durante a aquisição, os primeiros 100 ms do potencial evocado foram monitorados na tela do equipamento, tendo sido empregada uma rejeição automática de épocas cuja amplitude fosse superior a 20 µV, consideradas contaminadas por artefato.

Estimação do PEA e da MSC

Inicialmente, os sinais EEG tiveram as épocas mascaradas por artefato rejeitadas com base no mesmo critério descrito anteriormente. Uma janela Tukey de 2 ms de transição foi aplicada às épocas, o que permitiu a atenuação do artefato de estímulo, e, usando-se a média coerente, obteve-se o sinal promediado com vistas à identificação do PEA.

No PEA da Figura 1a, relativo à intensidade de 85 dB_{NHL}, são evidenciadas a onda V do BAEP e as ondas N_0, P_0, P_a, N_a, P_b, N_b do MLAEP. A onda de elevada amplitude após a onda V é a Resposta da Musculatura Pós-Auricular (PAMR - usualmente encontrada com estimulação a elevados níveis de

pressão sonora). Como exemplificado na Figura 1**,** a amplitude e a definição do PEA apresentam relação direta com a intensidade de estimulação, embora se tenha utilizado M = 600 para 85 dB_{NHL}, 2000 para [L+8] e 1200 para as intermediárias.

A Transformada Discreta de Fourier (DFT) foi aplicada somente ao trecho correspondente ao MLAEP (10-100 ms) com vistas à estimativa da MSC (equação 1), resultando em resolução espectral de cerca de 11 Hz. O MSC_{crit} para $\alpha = 0{,}05$ foi calculado a partir da equação 2, donde se nota sua dependência com M.

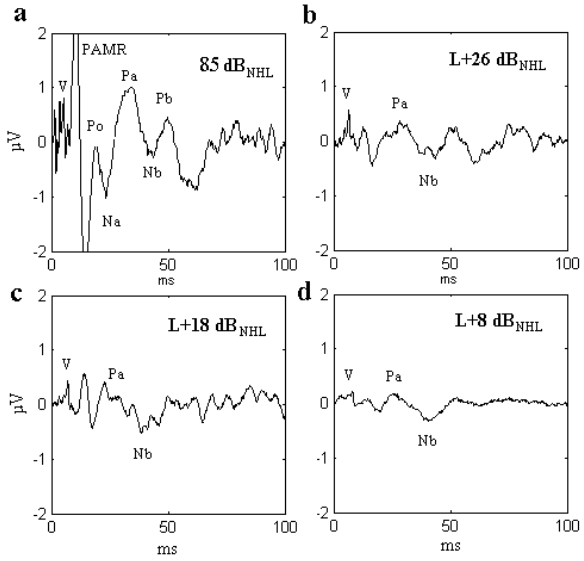


Figura 1: PEA do voluntário #1 (L = 11 dB_{NHL}) durante estimulação a diferentes níveis de pressão sonora: a) 85 dB_{NHL} e M = 600; b) L +26 = 37 e M = 1000; c) L+18 = 29 e M = 1200; d) L+8 = 19 dB_{NHL} e M = 2000.

Resultados

A Figura 2 ilustra o resultado da aplicação da MSC ao EEG do voluntário #1 durante estimulação a 9 Hz. Para nível de pressão sonora de 85 dB_{NHL} e M = 600 (Figura 2a), a hipótese nula de ausência de resposta pode ser rejeitada na banda entre 30 e 180 Hz ($MSC(f) > MSC_{crit}$), sendo a resposta auditiva mais acentuada na faixa de 30 a 100 Hz. Com a diminuição da intensidade de estimulação para apenas 8 dB_{NHL} acima do limiar auditivo e M = 2000, somente para esta última banda de freqüências (30 a 100 Hz) pode-se rejeitar a hipótese nula (Figura 2b). A consistência deste resultado, para faixa de freqüência bastante próxima a esta, pode ser constatada mesmo para número de épocas da ordem de M = 400 (Figura 3).

A detecção da resposta auditiva na banda do MLAEP para os diferentes níveis de pressão sonora é ilustrada na Figura 4 para o voluntário #1. Nesta figura, nota-se que as raias espectrais que apresentam maior consistência de detecção, mesmo com baixos níveis de pressão sonora, são 33, 44 e 55 Hz**.** Para estas freqüências, o número de épocas (M) necessário para a detecção de resposta aumenta para níveis mais baixos de intensidade de estimulação (Figura 5), sendo que não ocorreu detecção em 55 Hz para [L+12] e [L+5] dB_{NHL}.

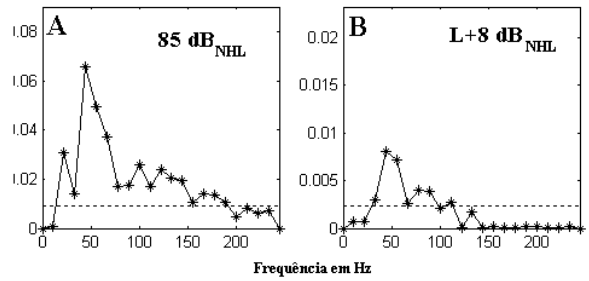


Figura 2: MSC do voluntário #1 (L = 11 dB_{NHL}) durante estimulação a 9 Hz: a) 85 dB_{NHL} e M = 600; b) L+8 = 9 dB_{NHL} e M = 2000. A reta horizontal pontilhada refere-se ao MSC_{crit}.

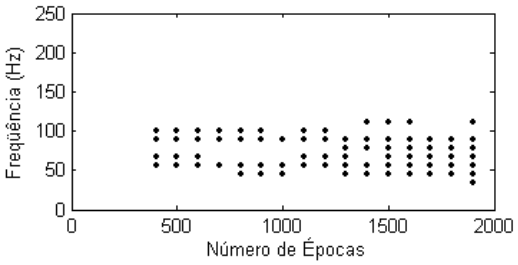


Figura 3: Raias espectrais que ultrapassam MSC_{crit} ($\alpha = 0{,}05$) no MLAEP do voluntário #1 estimulado a 9 Hz e L+8 dB_{NHL}.

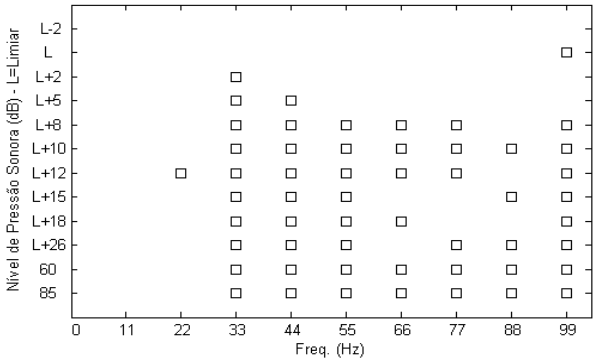


Figura 4: Raias espectrais para as quais $MSC(f) > MSC_{crit}$ ($\alpha = 0{,}05$) no MLAEP do voluntário #1 estimulado a 9 Hz com diferentes níveis de pressão sonora.

Discussão

No MLAEP, é evidente a diminuição da amplitude da resposta para estimulação a menores níveis de pressão sonora, similarmente ao que ocorre no BAEP [2], sendo a onda N_b a última a desaparecer. Por outro lado, as ondas do MLAEP apresentam apenas pequeno aumento de latência, contrapondo-se ao observado com a onda V no BAEP [1]. No domínio da freqüência, a banda onde houve detecção mais acentuada (30 a 100 Hz) é a característica do MLAEP [8] e as raias com maior consistência mesmo para baixos níveis de pressão (entre 30 e 50 Hz) correspondem à banda gama. Tal resultado concorda com o descrito pela literatura [13], que aponta a importância da banda gama, particularmente da freqüência de 40 Hz, na composição de respostas evocadas a nível cortical.

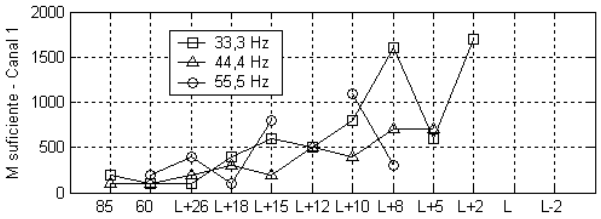


Figura 5: Número de épocas necessárias para detecção de raias espectrais do MLAEP do voluntário #1 estimulado a 9 Hz com diferentes níveis de pressão sonora.

A banda de freqüência que melhor caracteriza o MLAEP para níveis de pressão sonora próximas ao limiar de percepção auditiva não tem sido objeto de estudos publicados. Para o BAEP, estudos de detecção de resposta auditiva usando a MSC [9,14], empregando apenas estimulação a elevado nível de pressão sonora (85 dB_{NHL}), têm apontado boa sensibilidade e especificidade em particular na banda de freqüências de 800 a 1100 Hz.

A detecção do MLAEP via MSC na estimação do limiar auditivo mostrou, em geral, resultados próximos (entre L e L+15) aos de detecção por análise morfológica por especialista (reconhecimento de ondas do BAEP entre L e L+5 [2] ou do MLAEP em torno de L+15 [15].

Conclusão

A MSC demonstrou ser capaz de detectar o MLAEP com estimulação a níveis de pressão sonora baixos, até mesmo próximos do limiar auditivo do sujeito em análise. As raias espectrais entre 30 e 50 Hz, pertencentes à banda gama, foram as de maior consistência na detecção. Tais resultados sugerem que este método seja investigado em recém-nascidos.

Agradecimentos:

Ao CNPq e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

[1] ZAEYEN E.J.B., INFANTOSI A.F.C., SOUZA M.N., "Avaliação da audição em Recém-nascidos: Estado atual e perspectiva", *Clínica de Perinatologia*. 2/3(**V**): 501-530, 2002.

[2] CHIAPPA, M.D., "Brain Stem Auditory Evoked Potentials: Methodology", in: *Evoked Potentials in Clinical Medicine*, 3a. ed., New York, Lippincott-Raven Publishers. pp 157-282, 1997.

[3] STEIN L.K., "Factors influencing the efficacy of universal newborn hearing screening", Ped. Clin. N.Am. 46(**1**):95-105, 1999.

[4] NORTON S.J., GORGA M.P., WIDEN J.E., FOLSON R.C., SININGER Y., CONE-WESSON B., VOHR B.R. AND FLETCHER K.A. "Identification of neonatal hearing impairment: a multicenter investigation", Ear and Hearing. 5(**21**): 348-356, 2000.

[5] ZAEYEN, E.J.B., INFANTOSI, A.F.C, SILVA, E.J., "Avaliação E Acompanhamento da Deficiência Auditiva em Recém-Nascidos", in: Fiocruz (Ed) "O Recém- Nascido de Alto Risco: Teoria e Prática do Cuidado". No Prelo.

[6] RAPIN I., GRAVEL J., "Auditory neurophaty: physiologic and pathologic evidence calls for more diagnostic specificity", Int. J Ped. Otorhinol, 67: 707-728, 2003

[7] SHAPIRO S.M., NAKAMURA H., "Bilirubin and auditory system", J. Perinatol, (**21**) Suppl 1:S52-5; discussion S59-62, 2001.

[8] LIÉGOIS-CHAVEL C.,. MUSOLINO A, BADIER J.M., MARQUI P., CHAUVEL P., "Evoked potentials recorded from the auditory cortex in man: evaluation and topography of the middle latency components", Electroenc. Clin. Neurophysiol, 92: 204-214, 1994.

[9] RAMOS E.G., ZAEYEN E.J., SIMPSON D.M., INFANTOSI A.F.C., "Detecção da Resposta Auditiva no EEG de Crianças Utilizando Técnicas no Domínio da Freqüência", Rev. Bras. Eng. Biomed., 16(**3**): 127-137, 2000.

[10] MIRANDA DE SÁ A.M.F.L., INFANTOSI A.F.C., SIMPSON D.M., "Coherence between one Random and one Periodic Signal for Measuring the Strength of Responses in the EEG during Sensory Stimulation", Med. Biol. Eng. Comput., 40(**1**): 99-104, 2002.

[11] CAGY M., INFANTOSI A.F.C., GEMAL A.E., "Monitoração do Plano Anestésico por Técnicas Estatísticas no Domínio da Freqüência", Rev. Bras. Eng. Biomed., 16(**2**): 95-107, 2000.

[12] DOBIE R.A., WILSON M.J., "Objective versus human observer detection of 40Hz auditory-evoked potentials", J. Acoust. Soc. Am., 97(**5 Pt. 1**): 3042-3050, 1995.

[13] BERTRAND O., TALLON-BAUDRY C., "Oscillatory gamma activity in humans: a possible role for object representation", Int. J. Psychophysiol.,38: 211-223, 2000.

[14] AZEVEDO E., INFANTOSI A.F.C., ZAEYEN E.J.B., "Aplicação da Magnitude Quadrática da Coerência ao BERA de Indivíduos Normais", Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, São José dos Campos/SP 2002, 5: pp. 467-471, 2002.

[15] SMITH D.I., LEE F.S., MILLS J.H., "Middle latency response: Frequency and intensity effects", Hearing Research, 42: 293-303, 1989.

O Monóxido De Carbono Como Marcador Da Inflamação Pulmonar Durante a Síndrome da Angústia Respiratória do Adulto

F.A. Lima[1], A. Roncally[1], A.V. Pino[1,2], J. Salluh[3], F.A. Bozza[3], A.M. Bentes[4], F. Jandre[1], A. Giannella-Neto[1]

[1] COPPE / UFRJ, Programa de Engenharia Biomédica (PEB), Rio de Janeiro, Brasil
[2] UCPel, Grupo de Engenharia Biomédica / E.E.A., Pelotas, Brasil
[3] Hospital Clementino Fraga Filho / UFRJ, Rio de Janeiro, Brazil
[4] COPPE / UFRJ, Programa de Engenharia Química (PEQ), Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: flima@peb.ufrj.br

Abstract: Despite exhaled carbon monoxide (eCO) measurements are clinically useful to detect inflammatory lung disorders, the role of eCO associated with mechanical ventilation is uncertain. This work has the objective to evaluate the viability of eCO measurements in induced ARDS, on mechanically ventilated pigs, and their correlation with polymorphonuclear (PMN) cells in the Bronchoalveolar Lavage (BAL) and pulmonary elastance. Levels of eCO in the experimental group were higher when compared with control group. A correlation was present between CO and PMN cells ($r=0,71$; $p<0,002$), and also between eCO and elastance ($r=0,42$; $p=0,009$). The eCO may reflect pulmonary injury and may be useful in the management of inflammatory lung disorders in mechanical ventilation.

Key-words: Carbon Monoxide, lung monitoring, ARDS, mechanical ventilation.

Introdução

É crescente o interesse por modalidades não invasivas de monitorização da inflamação pulmonar. Uma forma de monitorização que vem ganhando destaque no meio cientifico é a análise de moléculas gasosas contidas nos gases respiratórios. Este tipo de monitoração não invasiva parece ser uma alternativa para se reduzir os riscos ao paciente e para diminuir a perturbação do sistema respiratório, visando à prevenção de danos às vias aéreas.

O óxido nítrico (NO), que desempenha um importante papel nas doenças respiratórias e é sinalizador dos sistemas neurológico, cardiovascular e imunológico [1], já recebeu grande destaque, sendo, hoje em dia, reconhecido como marcador da inflamação pulmonar [2].

O monóxido de carbono (CO), outra molécula gasosa proveniente de resíduos inflamatórios, vem recebendo atenção nos estudos de monitoração pulmonar não invasiva, pois foi preconizado que o CO refletiria um importante dano oxidativo primário do processo inflamatório [3].

O CO atua nas reações metabólicas musculares, neurais e no nível celular, como anti-agregante plaquetário, sendo produzido pela degradação da enzima heme-oxigenase [4].

A medição do CO exalado (eCO) em humanos era usada apenas como um indicador de tabagismo ou envenenamento gasoso. Em 1972, na Rússia, o monóxido de carbono expirado foi descrito pela primeira vez como marcador de doenças cardiovasculares, diabetes e nefrite [5].

Recentemente, constatou-se que os níveis de eCO mostravam-se alterados em pacientes asmáticos, com doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) [3], nas afecções do trato respiratório superior [6], entre outras doenças.

Nestes estudos, as amostras do eCO foram obtidas através de manobras expiratórias ativas, realizadas pelo paciente, diretamente em um analisador de CO. Com a necessidade de ventilação mecânica, a coleta destas amostras fica mais complexa, já que não há como realizar as manobras expiratórias ativamente e é necessário um método de armazenagem dos gases [7]. Mesmo com métodos de coleta efetivos, o papel do eCO nas patologias relacionadas à ventilação mecânica, como na Síndrome da Angústia Respiratória do Adulto (SARA), ainda não foi determinado.

Este trabalho tem como objetivo a identificação dos níveis de eCO na SARA induzida por ácido oléico, em suínos sob ventilação mecânica, e sua relação com a mecânica pulmonar e com a presença de marcadores de inflamação no lavado broncoalveolar (BAL).

Materiais e Métodos

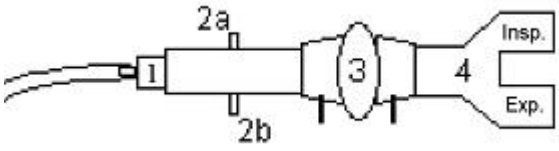
O protocolo experimental foi desenvolvido para a obtenção de gases exalados por suínos, Landrace/Large White, com peso de 19 kg ($\pm$ 2 kg). O protocolo experimental foi aprovado pelo Comitê de Ética na Pesquisa com Animais da Universidade Federal do Rio de Janeiro, e doze animais foram selecionados, sendo 10 animais para o grupo SARA e 2 para o grupo controle (normal).

O animal, previamente anestesiado, foi intubado com tubo endotraqueal de diâmetro apropriado e conectado a um ventilador Amadeus (Hamilton Medical, Suíça), em modo de ventilação a volume

mandatório controlado, com FIO2 de 1,0. Em seguida, o animal foi paralisado com infusão de brometo de pancurônio.

Durante o experimento monitorizaram-se os parâmetros de pressão arterial, saturação de pulso de oxigênio e freqüência cardíaca. As pressões parciais dos gases O_2, CO_2 e N_2 foram monitorizadas por um espectrômetro de massa. O sinal de pressão de vias aéreas foi monitorizado por um transdutor modelo 163PC01D48 (Microswitch, EUA) e a vazão foi medida por um sensor de fluxo para ventilador Amadeus (Hamilton Medical, Suíça). Para a medida da elastância pulmonar, foi utilizado um balão esofágico, sendo o sinal de pressão esofágica monitorizado por um transdutor modelo 163PC01D48 (Microswitch, EUA)[7]. Os sinais foram gravados através do software de aquisição e processamento DAS, desenvolvido no Laboratório de Engenharia Pulmonar - COPPE/UFRJ.

Figura 1 Conexões entre o tubo endotraqueal (1) e o "Y" do



ventilador (4), destacando as saídas para o espectrômetro de massa (2a), o transdutor de pressão (2b), e o sensor de fluxo do ventilador (3).

Aos animais do Grupo SARA, foi ministrada uma infusão intravenosa de Ácido Oléico com dose de 0,05 ml/Kg, sendo confirmada a presença de SARA por uma gasometria arterial, quando a PaO2 se mostrava abaixo de 200 mmHg. O grupo controle recebeu o mesmo tratamento, exceto a infusão de Ácido Oléico.

Os gases expirados foram coletados em sacolas Tedlar (SCK, EUA), feitas de Teflon®, com capacidade de armazenagem de 1 litro. Estas sacolas são produzidas especificamente para o armazenamento e transporte de amostras gasosas, mantendo estável seu conteúdo em até 48 horas. [8].

As sacolas foram conectadas no ramo expiratório do ventilador, após o coletor de umidade, utilizando um adaptador para a coleta de gases expirados, desenvolvido para este propósito, que promove o direcionamento do fluxo expiratório para a sacola e impede o escape do ar coletado para o ambiente ou o seu retorno para o circuito do ventilador.

Para minimizar os efeitos da lavagem do espaço morto, a coleta do ar exalado do animal foi efetuada ao final da expiração, com vazão zero, ou próxima a zero.

As coletas foram realizadas em intervalos de uma hora, num total de oito amostras, sendo que as três primeiras amostras foram coletadas antes do estabelecimento da lesão pulmonar, no grupo SARA. Durante cada coleta foram gravadas as informações da mecânica pulmonar.

O eCO foi analisado por um cromatógrafo gasoso GC 17A (Shimadzu, Estados Unidos) equipado com uma coluna CP-Carboplot P7, tendo Hélio como gás de arraste. A temperatura da coluna foi ajustada em 50º C, a pressão da coluna em 50 Kpa, o fluxo do gás de arraste em 100 ml/min e o split em 1:1. Por um problema técnico, no equipamento utilizado, o eCO dos animais do grupo controle foram analisados num cromatógrafo gasoso CP 4900 (Varian, EUA), equipado com uma coluna Carboplot-Q (Varian, EUA).

A caracterização do pico cromatográfico foi baseada na biblioteca cromatográfica do fabricante para parâmetros ideais de separação e detecção de picos específicos, no caso, o CO. Anteriormente ao experimento, uma concentração conhecida de CO foi injetada no cromatógrafo para identificar a posição do pico de CO. Foram realizadas duas injeções dos gases de cada sacola, sendo computada a média.

Para demonstrar o papel do eCO na injúria pulmonar, foram comparadas, no grupo SARA, as amostras anteriores à lesão pulmonar com as amostras da última coleta, após a injúria. Os níveis de eCO dos grupos SARA e controle também foram comparados, para avaliar se não houve aumento do eCO provocado por fatores externos (Figura 2).

Em três animais do grupo SARA, os níveis celulares foram monitorizados através da coleta do lavado broncoalveolar (BAL), e analisados por uma equipe independente do Laboratório de Imunofarmacologia da Fundação Oswaldo Cruz - RJ. Estes valores foram comparados com os níveis do eCO.

No grupo SARA, para se analisar os relação entre a mecânica pulmonar e eCO, a elastância pulmonar foi comparada com os níveis de eCO.

Os dados são apresentados em seus valores médios e comparados pelo teste estatístico de Wilcoxon. Para se testar a relação entre as variáveis, foi aplicado um teste de correlação de Pearson. Um valor $p < 0,05$ foi considerado significante.

Resultados

Na Figura 2, observa-se a evolução dos níveis do eCO. A concentração média basal, de todos os animais, foi de 5,84 ppm ($\pm$ 1,8 ppm). Já a concentração final, após a injúria pulmonar, no grupo SARA, ficou em 20,3 ppm ($\pm$ 5,3 ppm). No grupo controle, o valor médio do eCO, ao final do experimento, ficou em 2,95 ppm ($\pm$ 2 ppm).

Houve um aumento significativo do eCO ($p < 0,002$), no grupo SARA, ao se comparar a medida pré-injúria pulmonar (T0) com a última coleta tomada, 6 horas após a confirmação da SARA (T6) (Figura 2).

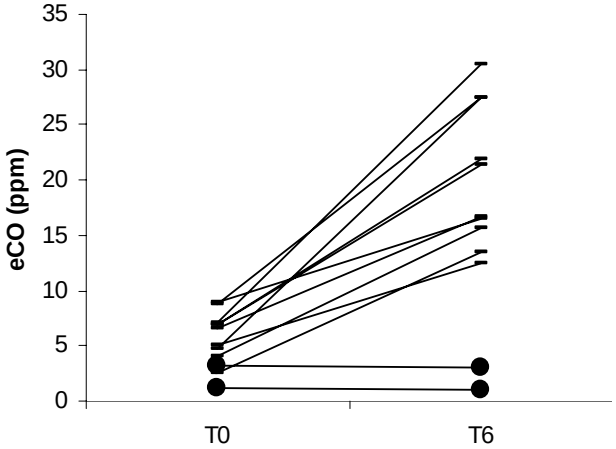


Figura 2 Evolução do eCO dos animais, no momento anterior à injúria pulmonar (T0) e na última coleta pós injúria (T6), no grupo SARA (━) e controle (●).

Os níveis de eCO, entre os grupos SARA e controle, também apresentaram uma diferença siginificativa, com um valor de $p < 0,003$.

O coeficiente de correlação (r) entre o total de polimorfonucleares (PMN) do BAL e o eCO foi de 0,71 ($p = 0,002$). A relação entre estas variáveis pode ser obsevada na Figura 3.

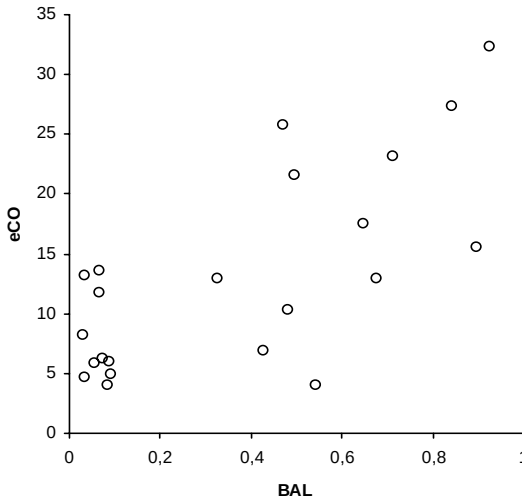


Figura 3 Dispersão entre os níveis de eCO (valores em ppm) e do PMN do BAL em três animais do grupo SARA.

A correlação entre a elastância pulmonar e os nívies de eCO apresentou um r de 0,42 ($p = 0,009$).

Vê-se na Figura 4, a grande dispersão apresentada entre o eCO e a elastância pulmonar.

Discussão

Conforme pode ser visto na Figura 2, há uma diferença entre os valores basais de todos os animais estudados. De fato, não há estudos na literatura apresentando um valor fixo para o eCO basal, e como este valor varia muito entre os indivíduos, pode ser necessário assinalar, primeiro, um valor de base para o indivíduo a ser estudado.

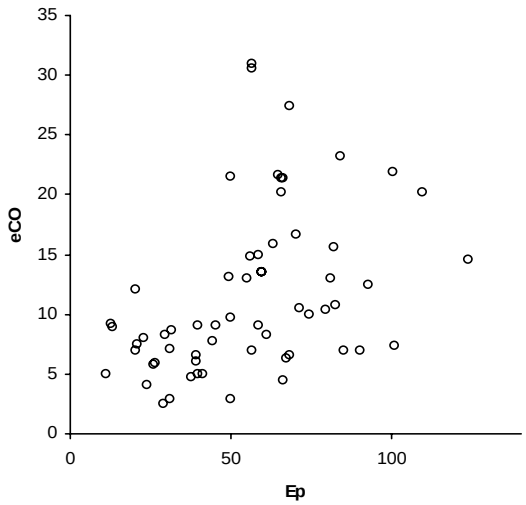


Figura 4 Dispersão entre o eCO (valores em ppm) e a elastância pulmonar (Ep (valores em cmH2O/L)) em todas as amostras dos animais do grupo SARA (n=80).

Mesmo assim, o valor basal do eCO ficou acima daqueles mencionados na literatura, para humanos normais, não fumantes. Isto pode ser explicado pela escolha do modelo animal, já que não há estudos sobre os níveis do eCO em suínos Landrace/Large White.

Mesmo sem um valor basal de referência, parece ser possível determinar a progressão da injúria pulmonar através do acompanhamento da evolução da curva do eCO, dado que houve significância estatística, conforme demonstrado, entre os niveis de eCO anteriores e posteriores à lesão pulmonar.

Conforme visto na Figura 4, há uma acentuada dispersão entre o eCO e a elastância pulmonar. Esta dispersão parece elevar-se ainda mais com o aumento da elastância. Pode ser correto afirmar que, apesar de serem conseqüências de um mesmo evento inflamatório, estas variáveis possuem uma resposta independente. Mais estudos são necessários para comprovar estas afirmações.

A elevada correlação entre os niveis de PMNs do BAL e de eCO, conforme pode ser visto na Figura 3, é um achado importante, visto que, apesar do BAL fornecer e quantificar marcadores celulares específicos, o eCO é uma medida não invasiva e de coleta simplificada. Sendo assim, se o objetivo é acompanhar a evolução da inflamação pulmonar, o eCO mostra ser menos danoso ao paciente.

A forma de coleta do eCO demonstrou ser estável, de fácil obtenção e reprodutibilidade. Este tipo de coleta, passiva, possui vantagens sobre a forma ativa, evitando as influências ao eCO decorrentes de variações na vazão, tempo de retenção inspiratório e colaboração do paciente quanto à manobra a ser realizada.

Conclusão

Uma correlação foi encontrada entre os níveis medidos pelo eCO e a presença de marcadores de

inflamação no BAL, e, apesar de baixa, também entre o eCO e os valores da elastância pulmonar,.

O presente estudo mostrou que o eCO pode ser mensurado em animais ventilados mecanicamente, e que após uma inflamação pulmonar, como a provocada pela SARA induzida, estes níveis de eCO se mostram aumentados.

Agradecimentos

Ao Prof. Martin Schmal. Aos veterinários Fábio Ascoli e João Soares. Aos engenheiros Luís Costa e Luciano Kagami. Ao CNPQ, PRONEX e FAPERJ, pelo apoio parcial a esta pesquisa.

Referências

[1] GÓMEZ F., MARTÍNEZ G., BARBERÁ J., "Medición del óxido nítrico exhalado en sujetos sanos.", *Med Clin (Barc)* 111: 1-5, 1998.

[2] KHARITONOV S., BARNES P. "Exhaled Markers of Pulmonary Disease.", *Am J Respir Crit Care Med* 163, pp 1693–1722, 2001.

[3] MONTUSCHI P., KHARITONOV S., CORRADI M., CIABATTON G., VAN RENSEN L;, GEDDES D., HODSON M., "Exhaled 8-isoprostane as a new non-invasive biomarker of oxidative stress in cystic fibrosis.", *Thorax* 55(3):205-9, 2000.

[4] Brune B., Ullrich V., 'Inhibition of platelet aggregation by carbon monoxide is mediated by activation of guanylate cyclase.', Mol Pharmacol. 1987, 32(4):497-504, 1987.

[5] Zayasu K., Sekizawa K., Okinaga S., Yamaya M., Ohrui T., Sasaki H., "Increased carbon monoxide in exhaled air of asthmatic patients.", Am J Respir Crit Care Med 156(4 Pt 1):1140, 1997.

[6] Yamaya M., Sekizawa K., Ishizuka S., Monma M., Mizuta K., Sasaki H., "Increased carbon monoxide in exhaled air of subjects with upper respiratory tract infections.", Am J Respir Crit Care Med 158(1):311-4, 1998.

[7] Moroaes L, Jandre F., Pino A, Roncally A., Giannella-Neto A., "Avaliação do componente pulmonar através da estimativa de parâmetros do sistema respiratório.", Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, São José dos Campos, Brasil, p. 335-338, 2002

[8] Massaro A., Gaston B., Kita D., Fanta C., Stamler J., Drazen J., "Expired nitric oxide levels during treatment of acute asthma." Am J Respir Crit Care Med.;152(2):800-3, 1995

DESEMPENHO ESTÁTICO DE FLUXÔMETROS ELETROMAGNÉTICOS UTILIZADOS EM LINHA DE PERFUSÃO

Marcelo Mazzetto, Mauro R. Ushizima, Sérgio A. Hayashida, Idágene A. Cestari

Instituto do Coração (InCor), Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, Divisão de Bioengenharia, Centro de Tecnologia Biomédica, São Paulo, Brasil

e-mail: biomazzetto@incor.usp.br

Abstract: Biomedical instruments must present linear and stable output signals. This work presents the linearity and stability of 7 electromagnetic flow transducers used in extracorporeal circulation equipments. Linearity was evaluated by comparing measured flow values to a calibrated flow meter. Stability was evaluated using output signal recorded during 24 hours at zero flow. Linearity tests resulted in angular coefficient of 1,01±0,02, intercept 0,03±0,03, R^2 0,9996±0,0002 and error of 3,04±1,30%. The results of stability tests showed Standard deviations of 20±10, 30±10 and 40±20 ml at 2,12 and 24 hours intervals, respectively.

***Palavras Chaves*: Instrumentação, sensor de fluxo, ensaios de estabilidade.**

Introdução

O fluxo sanguíneo é um dos pârametros mais utilizados na prática médica. Neste contexto, a medição do fluxo de sangue representa uma das mais relevantes aplicações da instrumentação biomédica. Devido ao baixo custo e alta confiabilidade os fluxômetros eletromagnéticos são amplamente utilizados para medição de fluxo sanguíneo durante cirurgias com circulação extracorpórea (CEC) [1]. Como todo instrumento de medição, o fluxômetro deve idealmente apresentar um sinal de saída diretamente proporcional à variação de fluxo existente [2]. Por Norma, para que o valor de fluxo obtido possa ser considerado adequado, o equipamento deve fornecer leituras lineares, apresentando um erro inferior a 5% do fundo de escala [3]. O equipamento também deve apresentar boa estabilidade de leitura ao longo do período de utilização.

Neste trabalho, apresentamos avaliação dos parâmetros de linearidade e estabilidade em 7 transdutores eletromagnéticos de fluxo desenvolvidos para utilização em dispositivos de assistência circulatória [4].

Materiais e Métodos

Ensaios de Linearidade: Os ensaios de linearidade foram realizados utilizando um fluxômetro eletromagnético e transdutores de fluxo modelo TF38 (Centro de Tecnologia Biomédica, Instituto do Coração, São Paulo, Brasil), bomba centrífuga descartável modelo adulto (80 ml) e conector descartável DP38 (Fisics Biofísica Aplicada, São Paulo, Brasil), reservatório venoso Oxymaster Plus (Medtronic Inc., USA), rotâmetro calibrado com escala de 0 a 7 L/min (Matec Flow, São Paulo, Brasil) conectados em série com tubos de PVC e preenchidos com soro fisiológico. A ilustração desta montagem é apresentada na Figura 1.

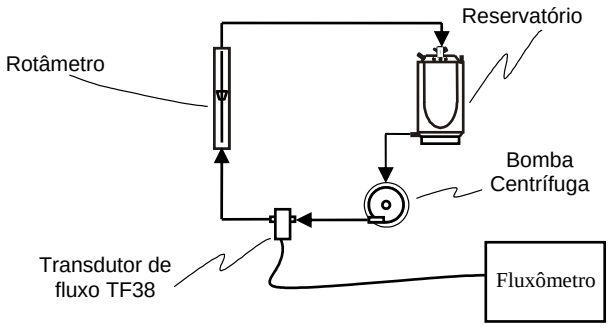


Figura 1 - Montagem para ensaio do fluxômetro

Para o ensaio de linearidade, as leituras de fluxo foram comparadas com as leituras no rotâmetro. O fluxômetro é ligado e, após aguardar o tempo de pré-aquecimento recomendado de 20 minutos, com o tubo de saída do transdutor ocluido, o ajuste de zero é realizado. A oclusão é retirada e a bomba centrífuga é acionada. O valor do fluxo é ajustado nos valores de 0 a 7 L/min com incremento de 1 L/min monitorados no rotâmetro. São anotados os valores apresentados no mostrador do fluxômetro. Este procedimento é repetido por cinco vezes. Os resultados destes ensaios são apresentados pelo coeficiente angular, intercepto e coeficiente de determinação. A diferença de não linearidade é calculada pela razão entre a maior diferença entre a leitura do fluxômetro x(n) e rotâmetro y(n) em relação ao fundo de escala (7 L/min) e é descrita pela Equação 1.

$$DNL = \frac{Max(|x(n) - y(n)|)}{FE} 100 \quad (1)$$

onde:

DNL	=	diferença de não linearidade [%]
x(n)	=	leitura do fluxômetro [L/min]
y(n)	=	leitura do rotâmetro [L/min]
n	=	Amostra
FE	=	fundo de escala [L/min]

Ensaios de Estabilidade: Os ensaios de estabilidade foram realizados utilizando um tubo de PVC de 50 cm acoplado ao conector descartável, preenchido com solução fisiológica no dia do ensaio. O conector descartável é posicionado no transdutor de fluxo. O sinal analógico do fluxômetro é conectado a uma entrada do sistema de conversão analógico-digital AD Windaq DI220 (Dataq Instruments, Akron, USA) com taxa de amostragem de 20 Hz por canal, registrado durante 24 horas. Foram registrados pontos de calibração com fluxo zero e 5 L/min.

A estabilidade é apresentada pelo desvio padrão conforme descrito pela Equação 2. Os 20 minutos iniciais recomendados para a estabilização do sistema são desconsiderados no cálculo do desvio padrão.

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1}\sum_{j=1}^{N}\left(x_j - \bar{x}\right)^2} \qquad (2)$$

onde:

σ = desvio padrão [L/min]
x_j = leitura do fluxômetro [L/min]
$\bar{x}$ = média da leitura do fluxômetro [L/min]
N = número de leituras

A maior diferença (Equação 3) e a menor diferença (Equação 4) com o valor médio lido também são apresentadas:

$$MaD = Max\left(x(t) - \bar{x}\right) \qquad (3)$$

onde:

MaD = maior diferença [L/min]
x(t) = leitura do fluxômetro [L/min]
$\bar{x}$ = média da leitura do fluxômetro [L/min]

$$MnD = Min\left(x(t) - \bar{x}\right) \qquad (4)$$

onde:

MnD = menor diferença [L/min]
x(t) = leitura do fluxômetro [L/min]
$\bar{x}$ = média da leitura do fluxômetro [L/min]

Os dados coletados foram divididos em períodos não sobrepostos de 2, 12 e 24 horas e analisados individualmente.

Resultados

Ensaios de Linearidade: Os transdutores ensaiados apresentaram um coeficiente angular médio de 1,01±0,02 com intercepto de 0,03±0,03 e um R^2 de 0,9996±0,0002, com um erro médio de 3,04±1,30%. A Figura 2 apresenta a curva de calibração média dos transdutores ensaiados.

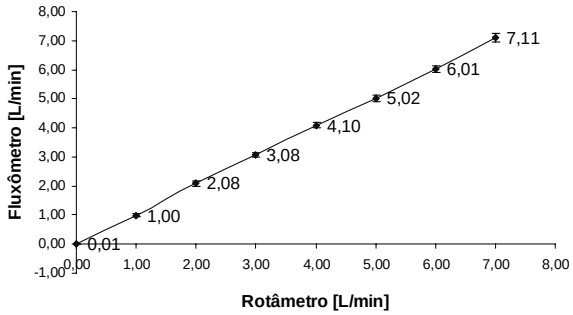


Figura 2 – Ensaios de linearidade

Ensaios de Estabilidade: Os resultados dos ensaios de estabilidade são apresentados para períodos de registro de 2 horas, 12 horas e 24 horas.

No período de 2 horas, os transdutores apresentaram um desvio padrão de 20±10 ml, com uma MnD de -90±50 ml e uma MaD de 100±50 ml.

No período de 12 horas, os transdutores apresentaram um desvio padrão de 30±10 ml, com uma MnD de -140±50 ml e uma MaD de 190±130 ml.

No período de 24 horas, os transdutores apresentaram um desvio padrão de 40±20 ml, com uma MnD de -160±70 ml e uma MaD de 200±130 ml. A Figura 3 apresenta os resultados dos ensaios de estabilidade.

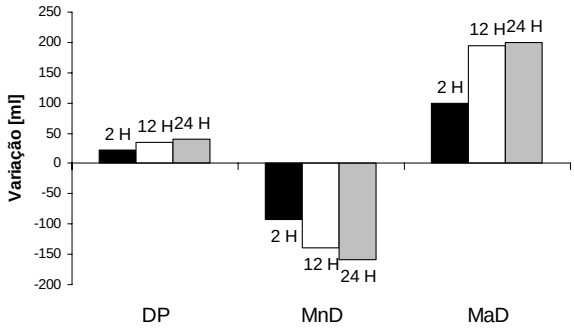


Figura 3 – Ensaios de Estabilidade em 2 , 12 e 24 horas

Discussão e Conclusão

Os transdutores ensaiados apresentaram uma linearidade satisfatória para aplicações em circulação extracorpórea (CEC), com valores de erro máximo inferiores os 5%, preconizados pela Norma JIS.

O ensaio de estabilidade demonstrou que a variação do valor médio de fluxo durante o período de duas horas é compatível com o tempo de procedimentos com o uso de CEC e apresentou uma variação inferior a 20 ml. Existe um aumento desta variação considerando períodos de 12 e 24 horas. No entanto, esta variação ainda atende aos requisitos pré-estabelecidos. Os valores mínimos e máximos variaram ao longo do ensaio, apresentando desvios de ate 200 ml. Ao analisar

os registros, estes desvios foram identificados como picos de curta duração, podendo caracterizar uma interferência externa ao sistema ensaiado, demonstrando a necessidade de aprimorar a blindagem eletromagnética.

Referências

[1] WEBSTER, JG, Editor - *Medical Instrumentation - Application and Design*, 2nd Edition, pages 415-422, 1992

[2] GEDDES, LA, BAKER, LE, *Principles of Applied Biomedical Instrumentation*, 3rd Edition, 1989.

[3] JAPANESE INDUSTRIAL STANDARDS COMMITEE, JIS T 1603:1995 – *Electric motor driven blood pump for cardiopulmonary bypass*, 1995

[4] MAZZETTO, M, OSHIRO, MS, LEIRNER, AA, *Desenvolvimento de um fluxômetro eletromagnético para linha de perfusão*, 3.o Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, pág. 123 à 124, 1996.

DESENVOLVIMENTO DE FILTRO DIELÉTRICO PARA FIBRA ÓPTICA APLICADA EM ESPECTROSCOPIA RAMAN

R. A. Zângaro*, D. A. Mardegan*, C. J. Lima*, A. J. Damião** e L. C. M. Lavras**

* Universidade do Vale do Paraíba/IP&D, São José dos Campos, Brasil
**Centro Técnico Aeroespacial/IEAv, São José dos Campos, Brasil

e-mail: zangaro@univap.br

Abstract: Raman spectroscopy is a potentially important clinical tool for real-time diagnosis of biological tissue. The fiber optic catheter used in this technique guided the radiation to access remote internal organs. Optical design include spectral interference intrinsic from the optical fibers and lower signal Raman generated by the tissue. The optimization demands the use of optical filter in the excitation fiber, turning necessary to put of a filter pass band centered in the specific wavelength of the near infrared for diagnosis using spectroscopic techniques. The objective was the development of a optical filter Fabry-Perot presenting maximum transmission at 830 nm allowing, the optimization of the diagnosis using Raman spectroscopy.
Palavras Chaves: **Diagnosis, Filter, Fiber optic, Spectroscopy.**

Introdução

A biópsia óptica tem demonstrado grande eficiência no estudo de diversas doenças, apresentando grande potencial para diagnóstico em tempo real. Por se tratar de uma técnica minimamente invasiva com alta sensibilidade e especificidade, a espectroscopia *Raman* permite a obtenção de informação precisa sobre a composição química de amostras biológicas [1] apresentando grande aplicabilidade na detecção de doenças. Entretanto, o espectro *Raman* pode conter além da informação inerente a amostra, sinal *Raman* intrínseco produzido pela sílica da fibra óptica, com intensidades superiores as da amostra. Este fato tem limitado diversos estudos sobretudo na área médica, pois o sinal intrafibra (espalhamento *Raman*) compete com o sinal proveniente do tecido biológico dificultando a análise.

Alguns estudos demonstram presença da geração de intenso espalhamento *Raman* na sílica (SiO_2) da fibra óptica [2,3] e fluorescência intrínseca no cateter comprometendo a análise do sinal proveniente da amostra [4,5,6,7]. O método de filtragem diferencial [8] é uma ferramenta que vem sendo utilizada no tratamento do sinal *Raman*, buscando diferenciar o sinal *Raman* do tecido biológico do sinal *Raman* intrínseco da fibra óptica. Todavia, em função das limitações apresentadas por esta técnica, como a utilização de *softwares* específicos e tempo para tratamento dos dados, optou-se neste trabalho pelo projeto e desenvolvimento de um filtro de interferência tipo *Fabry-Perot* [9] que minimiza o espalhamento *Raman* da fibra óptica, melhorando a relação sinal/ruído [6]. O filtro óptico proposto deve possuir transmissão máxima em 830 nm, em concordância com o comprimento de onda do laser, visando futuros testes com fibra óptica utilizada em diagnósticos de diferentes doenças.

Materiais e Métodos

Para obtenção do espectro *Raman* intrínseco da fibra óptica de excitação foi utilizada a configuração apresentada na Figura 1, sendo a medição do espectro *Raman* obtido em função de diferentes comprimentos de fibra. Foi utilizado inicialmente, duas fibras ópticas com 2 metros cada uma, sendo acopladas opticamente entre si com auxílio de um tubo capilar. A fibra A é aquela na qual a radiação laser (20 mW) é acoplada e a fibra B é responsável pela entrega da radiação ao espectrômetro. É importante ressaltar que, para se obter medições espectrais fidedignas, tanto a extremidade de excitação quanto a proximal, devem estar alinhadas e rigidamente acopladas ao laser e ao espectrômetro respectivamente, garantindo assim a estabilidade do sinal medido a cada etapa. O comprimento da fibra óptica varia quando se realiza a clivagem na fibra B.

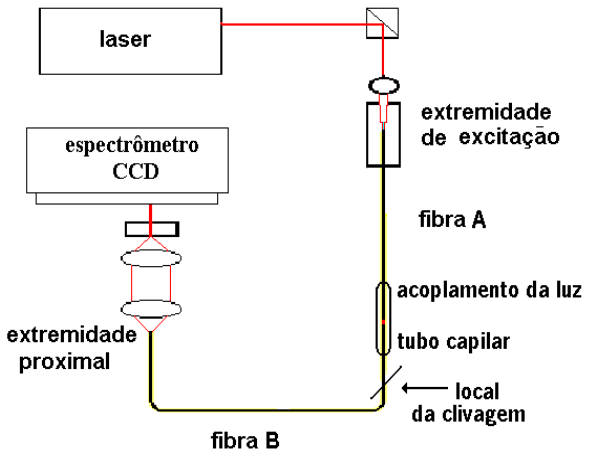


Figura 1: Esquema para obtenção do espectro *Raman* intrínseco da fibra óptica de excitação.

Foram obtidos espectros da fibra com comprimento total de 4 metros e de 3 metros.

Para o projeto e implementação do filtro óptico foi utilizado o *software Essential Macleod 98*, que permite o cálculo da espessura das camadas de dois materiais utilizados no processo, o primeiro com alto índice de refração (TiO_2; n = 2,25) e outro com baixo índice de refração (SiO_2; n = 1,45).

O modelo utilizado determinou o número de camadas, onde λ_0 representa a região de transmissão máxima do filtro. Após o modelamento do filtro, o *software* gerou a curva teórica de transmissão característica do referido filtro conforme apresentada na Figura 2.

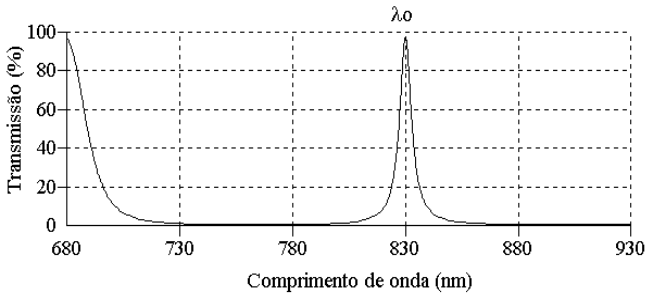


Figura 2: Curva teórica do filtro (*Fabry Perot*) gerado pelo *software Essential Macleod 98*.

O processo de deposição por vapor físico foi realizado com a utilização de uma evaporadora a vácuo da marca LEYBOLD L-560, cuja pressão é reduzida através de uma bomba turbo molecular e uma bomba mecânica. O equipamento é também dotado de dois canhões de elétrons, aquecedor de substrato, porta substrato giratório, e medidor de espessura que utiliza um oscilador de quartzo e entrada de gás para evaporação reativa.

Para fabricação dos filtros foi feito vácuo até atingir a pressão de 1.10^{-6} torr, sendo que, a temperatura do substrato foi de 135°C. O processo ocorre por evaporação reativa, e quando a pressão atingir 1.10^{-6} torr, foi injetado oxigênio até a pressão chegar a 1.10^{-4} torr.

Os vapores dos materiais (TiO_2 ou SiO_2) foram depositados alternadamente na superfície do substrato. Durante a deposição de uma camada do filme, foi mantido o controle de abertura e fechamento do obturador (*shutter)* que interrompe o feixe de elétrons. Assim, a quantidade de material depositado foi controlada, bem como o monitoramento da espessura, para que o filtro tipo *Fabry-Perot* seja obtido e acordo com o que foi projetado. Uma fonte de infravermelho foi utilizada para aquecimento do substrato. Devido ao aumento da mobilidade das partículas quando estas atingem a superfície do substrato aquecido, ocorre a recombinação entre os átomos dos elementos utilizados no processo.

Após o término do processo, os filtros ópticos constituídos por multicamadas dielétricas, foram caracterizados através da medição de transmissão. A técnica baseia-se na emissão de luz que varre o espectro na região do ultravioleta ao infravermelho, incidindo perpendicularmente sobre a amostra. A luz transmitida é coletada por um detector que fornece o espectro de transmissão da amostra. Para a caracterização do filtro óptico foi utilizado um Espectrofotômetro *Perkin Elmer Lambda-20* e para redução de dados, o *software UV WinLab*.

Resultados

Os dados obtidos a partir do espectro *Raman* intrínseco da fibra óptica, evidenciam claramente o sinal *Raman* produzido pela sílica que constitui a fibra em função do comprimento em metros, ou seja, quanto maior o comprimento da fibra, maior a intensidade do sinal. Com a utilização da espectroscopia *Raman* no infravermelho próximo, em estudos com fibra óptica, é possível notar a ocorrência de absorção pela sílica devido a presença de íons hidroxila (OH^-) que vibram numa freqüência fundamental e originam as harmônicas correspondentes. O íon (OH^-) é proveniente da molécula de água dissolvida no material da fibra e incorporada em sua estrutura durante o processo de fabricação. Nos espectros apresentados na Figura 3, podem ser observados os picos referentes as freqüências de vibração da sílica na região do infravermelho próximo, sendo que as harmônicas dos íons OH^- presentes na sílica possuem maior intensidade em 450, 600 e 800 cm^{-1}, evidenciados pela letra **s**, no espectro abaixo.

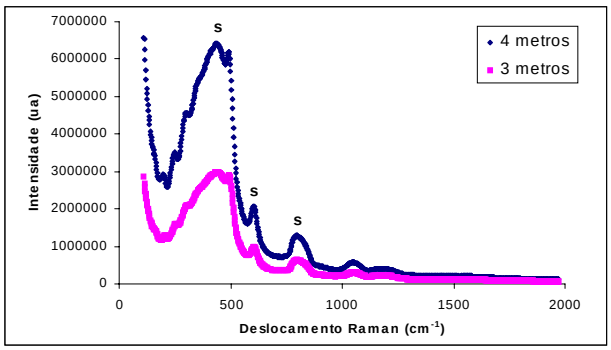


Figura 3 - Espectro *Raman* intrínseco da fibra de excitação com diferentes comprimentos de fibra óptica.

Os dados fornecidos pelo Espectrofotômetro *Lambda-20*, indicam que o filtro apresenta transmissão máxima de 81% na região de 830 nm, como pode ser observado na Figura 4. O interesse por este comprimento de onda está relacionado com a futura utilização deste filtro em fibras e/ou cateteres ópticos aplicados em diagnóstico de tecidos biológicos, pois a emissão de radiação óptica no infravermelho próximo, tem grande aplicabilidade em espectroscopia [1]. A largura de banda de um filtro óptico, 22 nm foi medida a meia altura conforme indicado na Figura 4.

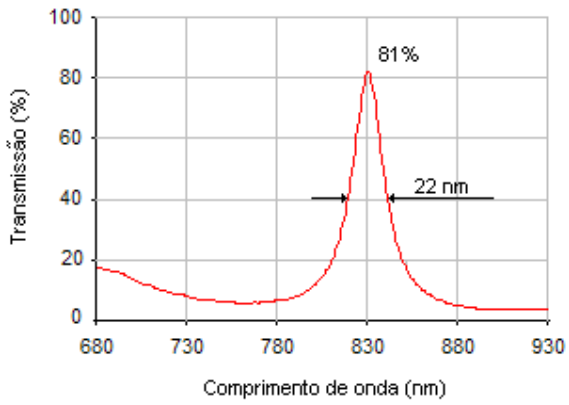


Figura 4 - Espectro experimental de transmissão do filtro dielétrico; λ_o= 830 nm e T máx = 81%.

Discussão

O estudo do efeito *Raman* em sílica, apresenta grande importância para determinação de limites básicos para transmissão em fibras ópticas, sobretudo na região do infravermelho [10, 11]. A variação da intensidade do laser em função de diferentes comprimentos de fibra óptica, foi anteriormente observado com utilização de uma potência de 2 mW em fibras multimodo [13]. As frequencias de vibração da sílica constituínte da fibra óptica observadas nos espectros *Raman* obtidos neste estudo, foram notadas também por Walrafen e Krishnan em 1982, no estudo dos contornos de absorção da estrutura do OH, usando a técnica de componentes Gaussianos [10]. Além da absorção, ocorre também o efeito de espalhamento *Raman* na fibra óptica, fato este observado nos estudos espectroscópicos realizados por Chong et al. Cooney et al. e Ma e Li e ainda a fluorescência gerada por impurezas presentes na fibra [12, 13, 2, 4]. O efeito de absorção do guia torna-se crítico quando se utiliza longos comprimentos de fibra óptica, devido a perda de 0,2 dB/km. Entretanto, na espectroscopia óptica, mesmo em pequenos comprimentos de fibra pode ser produzida alta intensidade de espalhamento, que neste caso, é dependente da potência guiada.

Devido aos efeitos de absorção e espalhamento gerados na fibra óptica, originando interferência do sinal *Raman* da fibra em estudos com amostras biológicas, a implementação do filtro óptico promove melhor relação sinal/ruído em técnicas espectroscópicas [6].

Durante a implementação do filtro óptico os inúmeros parâmetros (mais de 1.000) envolvidos durante o processo de deposição podem provocar variações de grande ordem na produção de filmes finos em geral [14]. A temperatura do substrato, por exemplo, deve ser o suficiente para aumentar a mobilidade da molécula do material evaporado, que sobe e se agrega em sua superfície. Neste caso a temperatura foi de 135°C, podendo variar em grande escala dependendo do tipo de substrato utilizado e do material a ser evaporado. A rotação do porta substratos também é controlada, pois promove a distribuição na uniformidade quanto a espessura do filme. As taxas de evaporação foram de 2,5Å/s para o TiO_2 e 10Å/s para o SiO_2 e estão relacionadas com a espessura das camadas, sendo ambas controladas pelo monitoramento do cristal de quartzo. Em estudos das propriedades ópticas realizados por Damião, Stempniak e Lavras em filmes de óxido de hafinio, e por Mardegan et al. em filmes de dióxido de titânio, foram utilizadas taxas de evaporação de 2,5Å/s para ambos materiais, e temperatura de aquecimento do substrato de 135°C [15, 16]. Além destes fatores, a pressão de oxigênio no interior da câmara, temperatura do banho, limpeza do substrato, entre outros fatores podem acarretar mudanças na técnica de produção dos filtros ópticos dielétricos [14].

A banda de transmissão do filtro *Fabry-Perot* neste estudo, pode ser perfeitamente programada pelo controlador de espessura acoplado ao sistema de evaporação. Para tal, foi realizado o ajuste no número de 18 camadas que resultam em 9 camadas de TiO_2 e 9 camadas de SiO_2, depositadas no substrato de quartzo com espessura de 150 μm. A disposição das camadas e controle do processo de deposição, permitiram a obtenção do filtro *Fabry-Perot* com transmissão na faixa do infravermelho próximo, conforme estudos realizados por Wang et al. [17].

Conclusão

O projeto e implementação do filtro óptico permitiu a obtenção de um filtro tipo *Fabry-Perot* apresentando transmissão máxima de 81% na região do infravermelho próximo (830 nm), sendo esta região ótima para realização de diagnóstico utilizando espectroscopia Raman via fibra óptica.

Referências

[1] MANOHARAN R., WANG Y., FELD M.S., "Histochemical analysis of biological tissues using *Raman* spectroscopy", Spectrochimica Acta Part A. 52: 215-49, 1996.

[2] MA J. e LI Y., "Fiber *Raman* background study and its application in setting um optical fiber *Raman* probes", Applied Optics. 35(15): 2527-33, 1996.

[3] LI Y e MA J., "Optical-fiber *Raman* probe with tilted-end fibers", Applied Spectroscopy. 51(1): 277-79, 1997.

[4] MYRICK M.L., ANGEL S.M., DESIDERIO R., "Comparison of some fibber optic configurations for measurement of luminescence and *Raman* scattering", Applied Optics. 29(9):1333-44, 1990.

[5] ALARIE J.P., STOKES D.L., SUTHERLAND W.S., EDWARDS A.C., VO-DINH T., "Intensified charge coupled device based fiber optic monitor for rapid remote surface-enhanced *Raman* scattering

sensing', Applied Spectroscopy. 46(11):1608-11, 1992.

[6] SHIM M.G., WILSON B.C., MARPLE E., WACH W., "Study of fiber-optic probes for in vivo medical *Raman* spectroscopy", Applied Spectroscopy. 53(6): 619-27, 1999.

[7] HANLON, E.B., Manoharan R., Koo T.W., Shafer K.E., Motz J.T., Fitzmaurice M., Kramer J.R., Itzkan I., Dasari R.R., Feld M.S., "Prospects for in vivo *Raman* spectroscopy", Phys Med Biol. 45:R1-59, Topical Review, 2000.

[8] BARAGA J.J., FELD M.S., RAVA R.P., "Rapid near-infrared *Raman* spectroscopy of human tissue with a spectrograph and CCD detector', Applied Spectroscopy. 46(2):187-90, 1992.

[9] HEAVENS, O.S. *Thin Films Physics*, Science Paperbacks, 1973.

[10] WALRAFEN G.E., KRISHNAN P.N., "Model analysis of the *Raman* spectrum from fused silica optical fibers', Applied Optics. 21(3):.359-60, 1982.

[11] YEH, C., *Handbook of fiber optics: theory and applications.* San Diego: Academic Press, 1990.

[12] CHONG C.K., SHEN C., FONG Y., ZHU J.,YAN F., BRUSH S., MANN C.K., VICKERST.J., "*Raman* spectroscopy with a fiber optic probe", Vibracional Spectroscopy. 3:35-45, 1992.

[13] COONEY T.F., SCHOEN C.L., SHARMA S.K., CAREY D.M., "Rare-earth-doped glass fiber for background rejection in remote fiber optic *Raman* probes, Theory and analysis of holmium-bearing glass", Applied Spectroscopy. 47(10):1683-92, 1993.

[14] PULKER H.K., PAESOLD G., RITTER, E.,"Refractive indices of TiO_2 films produced by reactive evaporation of various titanium-oxygen phases", Applied Optics. 15(12):2986-91, 1976.

[15] DAMIÃO A..J., STEMPNIAK R..A., LAVRAS L.C.M.,'Estudo das propriedades ópticas de filmes finos de óxido de Háfinio', In: ENCONTRO NACIONAL DE FÍSICA DA MATÉRIA CONDENSADA, 24. Caxambu, 2001. Anais... Caxambu: SBPC, 2001.

[16] MARDEGAN, D..A. Luiz Carlos Lavras L.C., Damião A.J., Lima C.J., Zângaro R.A., Pacheco M.T.T., 'Estudo das Propriedades Ópticas de Filmes de TiO_2 obtidos pelo processo de deposição por vapor físico', In: INIC, 4., EPG,3., São José dos Campos, Outubro, 2003. Anais em CD-Rom. São José dos Campos: UniVap, 2003 .

[17] WANG X., MASUMOTO H., SOMENO Y., CHEN L.D., HIRAI T.L., 'Stepwise graded refractive-index profiles of a narrow-bandpass filter', Applied Optics, 40(22):3746-52, 2001.

EFEITOS DE UM GERADOR DE PRESSÃO POSITIVA SOBRE A MEDIÇÃO DE FLUXO POR PNEUMOTACÔMETRO

A. S. Favre, F. C. Jandre e A. Giannella-Neto

Universidade Federal do Rio de Janeiro/COPPE. Programa de Engenharia Biomédica
Laboratório de Engenharia Pulmonar, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: favre@peb.ufrj.br

Abstract: A continuous positive airway pressure (CPAP) device can cause disturbance in flow measurement. Third-order polynomial calibrations were obtained at CPAP levels of 0, 5 and 10 hPa, with the device near to and far from the pneumotachometer (PTC). The PTC was also calibrated in closed-loop (MF) control of pressure, in order to compare with open-loop (MA) calibration. The volume errors were minimal when the calibration polynomials were obtained at the same CPAP level of the experiment (0.12- 0.21%). The errors and calibration curves in Ma and MF were similar. Calibration should not be done with the device turned off, but near to the CPAP level to be used.

***Palavras Chaves*: CPAP, pneumotacômetro, fluxo, polinômios e calibração.**

Introdução

O pneumotacômetro (PTC) tipo Fleisch foi o primeiro PTC a ser descrito e é considerado um padrão para medições de fluxos gasosos [1]. Contudo, o princípio de medida do PTC tipo Fleisch é válido para fluxos laminares, onde qualquer turbulência pode afetar a medição correta de fluxo. Formas não lineares de calibração do PTC já propostas, apresentam menores erros comparados à calibração linear [2,3].

Embora a calibração com curvas polinomiais reduza as não linearidades na medição de fluxo com o PTC, a utilização de um gerador de pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP) [4, 5] pode gerar erros consideráveis nas medidas de fluxo.

O presente trabalho tem por objetivo analisar o efeito do gerador de CPAP sobre as medidas de fluxo e propor uma forma correta de se calibrar o PTC tipo Fleisch, quando utilizado em conjunto com este gerador.

Materiais e Métodos

O sistema de CPAP utilizado foi composto por um gerador de CPAP comercial (Vygon, França) em associação com uma válvula solenóide proporcional (modelo 6, Pneutronics, EUA) situada em paralelo à alimentação de gás [5]. Um circuito controlador em malha fechada (MF) foi projetado a fim de manter a pressão nas vias aéreas (P_{VA}) constante, quando desejado. A P_{VA} obtida em uma tomada de pressão proximal conectada a um transdutor de pressão (163PC01D48, Honeywell, EUA), foi comparada à P_{VA} desejada, representada por um sinal elétrico de referência gerado por um gerador de funções (Hewlet Packard 3312A). O fluxo foi medido por um PTC tipo Fleisch no. 2 acoplado a um transdutor diferencial de pressão (176PC07HD2, Honeywell, EUA).

A aquisição dos sinais pelo microcomputador foi feita através de software desenvolvido para o propósito, denominado Data Aquisition System (DAS), escrito em linguagem LabVIEW versão 5.01 (National Instruments, EUA). Utilizou-se uma placa conversora analógico-digital de 8 canais e 12 bits (PCI-6023, National Instruments, EUA) com taxa de amostragem de 200 amostras por segundo. Os sinais foram processados pelo *software* Mecânica [6] escrito em linguagem Matlab (The Mathworks, EUA), para a análise dos resultados. A temperatura ambiente dos experimentos variou de 20 a 22 ^{0}C, e a pressão barométrica foi de 762 mmHg. Utilizou-se fluxômetro de ar comprimido na temperatura ambiente.

Utilizaram-se três montagens experimentais. Na primeira montagem (Figura 1-1), o PTC foi acoplado à uma seringa de calibração (volume de 2,995 L) através de uma conexão que possuía a tomada de P_{VA}, e conectado ao gerador de CPAP a uma distância de 2 cm. Polinômios de terceira ordem da relação entre

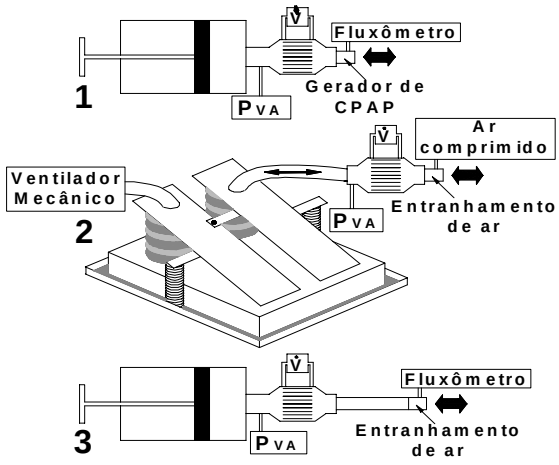


Figura 1: Desenho esquemático das três montagens experimentais.

pressão e fluxo no PTC foram obtidos para construção das curvas de calibração. O sistema transdutor amplificador foi ajustado em 1volt para 2,5 hPa. Os coeficientes dos polinômios são derivados dos sinais de pressão diferencial do PTC (ΔP) ainda em volts, gerados por 33 incursões manuais com a seringa de calibração e obtidos pela minimização dos erros quadráticos [2]. Realizaram-se as incursões inspiratórias e expiratórias em baixos, médios e altos fluxos (faixa de -7 a 7 L/s) em três condições de calibração. Com o gerador desligado (CPAP 0), depois com o gerador fornecendo P_{VA} de 5 hPa (CPAP 5) e por fim, fornecendo Pva de 10 hPa (CPAP 10). As pressões foram ajustadas na ausência de fluxo e com o controle da P_{VA} inativo (malha aberta).

Os sinais de fluxo em L/s foram obtidos pela calibração dos sinais digitalizados com cada um dos três polinômios, tendo-se portanto, nove combinações. As medidas de volume foram obtidas pela integral dos sinais de fluxo com retorno ao zero (*reset*) ao fim de cada expiração. Os volumes inspiratórios (Vi) e expiratórios (Ve) foram comparados com o padrão (2,995 L), através do erro absoluto percentual (EA%) e do erro quadrático médio (EQM). Cada um dos três polinômios foram também aplicados em outras 20 incursões em CPAP 0, 5 e 10 hPa (sinais de teste), diferentes dos sinais que geraram os polinômios de calibração. A faixa de fluxo foi de –5,5 a 6 L/s.

Para segunda montagem (Figura 1-2), realizou-se a calibração com uma seringa de 1 litro, abrangendo uma faixa de -3 a 3 L/s. A calibração foi feita em CPAP 0, CPAP 10 em malha aberta (MA) e em CPAP 10 em MF, obtendo-se outros três polinômios de calibração. Na calibração em MF, o nível de CPAP foi previamente ajustado em 12,5 hPa em MA. A válvula solenóide compensava variações aproximadamente simétricas de até 2,5hPa em torno da pressão desejada de 10 hPa.

Os três polinômios foram utilizados em um experimento feito com um modelo físico do sistema respiratório (*training-test lung* (TTL), Michigan Instruments, USA), também utilizado para simular ciclos respiratórios espontâneos [5]. A faixa de fluxo desse experimento foi de -0,9 a 0,5 L/s. O sistema de CPAP foi acoplado a um dos compartimentos do TTL que era movido passivamente pelo outro compartimento ventilado mecanicamente (Amadeus, Hamilton Medical, Suiça). Foram colhidos os sinais em CPAP 10, com 50 ciclos respiratórios em MA e 50 ciclos em MF. Os três polinômios obtidos para este experimento foram aplicados nos 2 sinais de fluxo, obtendo-se 6 combinações. Os EA% e EQM foram calculados a partir da média das diferenças entre o Vi e o Ve, de todos os ciclos respiratórios.

A terceira montagem (Figura 1-3) foi similar à primeira, com a diferença de que o gerador de CPAP foi afastado 17 cm do PTC através de uma conexão com redução gradual e escalonada de seção transversal. A mesma seringa de 3L foi utilizada, com faixa de fluxo de –3 a 3 L/s. Geraram-se novas curvas de calibração nos mesmos três níveis de CPAP.

Com o ΔP do PTC e a medida de fluxo correspondente, construíram-se os gráficos de resistência do PTC em função do fluxo. As resistências lineares (K_1) e dependentes de fluxo (K_2 x fluxo) foram obtidas pelo método de regressão linear (Equação 1), obtendo-se coeficientes de determinação iguais a 1,0, com intervalos de confiança de 95% que não incluíram o zero, e nível de significância menor que 0,05.

$$\Delta P = K_1 \times \text{fluxo} + K_2 \times \text{fluxo} \times |\text{fluxo}| \qquad (1)$$

Resultados

As curvas de calibração geradas com os polinômios utilizados no primeiro experimento estão representadas na Figura 2. Nota-se que para fluxos negativos (expiração), as curvas se sobrepõem, ao passo que as curvas de calibração inspiratórias são diferentes.

A Tabela 1 apresenta as médias dos erros percentuais e dos erros quadráticos médios de Vi e Ve, para cada combinação dos sinais de fluxo oriundos das calibrações e outros três sinais de teste (Sinal ≠), com os três polinômios obtidos na montagem 1.

A Figura 3 mostra as curvas de calibração inspiratórias geradas com os polinômios obtidos para o experimento com o TTL.

Os erros correspondentes da aplicação dos polinômios de calibração nos sinais de fluxo em CPAP de 10 hPa em MA e MF do experimento com TTL, são apresentados na Tabela 2.

Tabela 1: Média dos erros de volumes inspiratórios e expiratórios usando diferentes polinômios de calibração

Polinô_mios obtidos	**CPAP 0**				**CPAP 5**				**CPAP 10**			
	Vi		**Ve**		**Vi**		**Ve**		**Vi**		**Ve**	
	EQM	EA%	EQM	EA%	EQM	EA%	EQM	EA%	EQM	EA%	EQM	EA%
Poli 0	**0,0018**	**-0,12**	**0,0003**	**-0,01**	0,1237	10,67	0,0011	-0,64	0,3597	19,44	0,0022	-1,21
Sinal ≠	0,0015	-0,28	0,0013	-0,43	0,1674	13,13	0,0017	-1,06	0,4087	21,04	0,0146	-3,04
Poli 5	0,1080	-10,25	0,0013	0,61	**0,0032**	**-0,16**	**0,0001**	**-0,02**	0,0612	7,16	0,0015	-0,61
Sinal ≠	0,1735	-13,47	0,0034	0,80	0,0072	-1,72	0,0015	0,33	0,0415	4,56	0,0067	-1,59
Poli 10	0,2294	-15,43	0,0014	0,95	0,0417	-5,79	0,0006	0,33	**0,0053**	**-0,21**	**0,0008**	**-0,05**
Sinal ≠	0,2923	-17,97	0,0017	0,89	0,0559	-7,20	0,0007	0,28	0,0084	-0,7	0,0096	-1,74

Polinômios obtidos com CPAP 0, 5 e 10 hPa (Poli 0, 5 e 10 respectivamente) aplicados nos próprios sinais de calibração e nos sinais de teste (Sinal ≠). EQM: erro quadrático médio. EA%: erro absoluto percentual (%). Vi e Ve: volume inspiratório e expiratório.

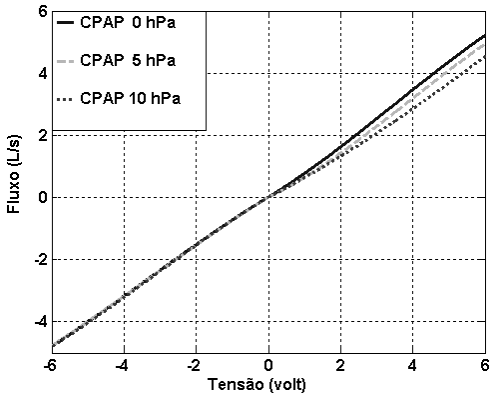


Figura 2: Curvas de calibração geradas com polinômios obtidos em CPAP de 0, 5 e 10 hPa. Valores positivos atribuídos aos fluxos inspiratórios

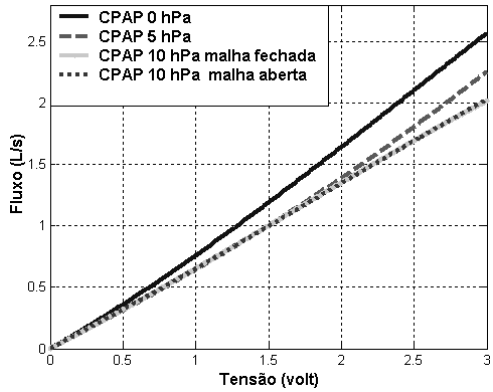


Figura 3: Curvas de calibração inspiratórias geradas com polinômios obtidos em CPAP de 0, 5 e 10 hPa. As curvas de calibração feitas em CPAP de 10hPa em malha aberta e malha fechada estão sobrepostas.

Tabela 2: Diferença entre o volume inspiratório e expiratório no experimento com modelo TTL

Polinômios de calibração	**CPAP 10**			
	Malha aberta		**Malha fechada**	
	EQM	EA %	EMQ	EA %
Poli 0	0,0037	14,67 ± 1,00	0,0043	13,88 ± 0,97
Poli 10 A	0,0003	4,31 ± 1,02	0,0002	3,06 ± 0,71
Poli 10 F	0,0004	4,82 ± 1,03	0,0003	3,94 ± 0,73

Valores de erro absoluto percentual (EA%) são expressos em média ± desvio padrão e correspondem à diferença entre Vi e Ve. Poli 10A e Poli 10F correspondem aos polinômios obtidos em CPAP de 10hPa em malha aberta e malha fechada, respectivamente.

As curvas de calibração geradas com a montagem 3 são ilustradas na Figura 4. As Figuras 5 e 6 mostram os valores de resistência do PTC em função do fluxo nos três níveis de CPAP, com o gerador de CPAP próximo e afastado do PTC, respectivamente. Com o gerador afastado, as resistências inspiratórias foram similares nos três níveis de CPAP.

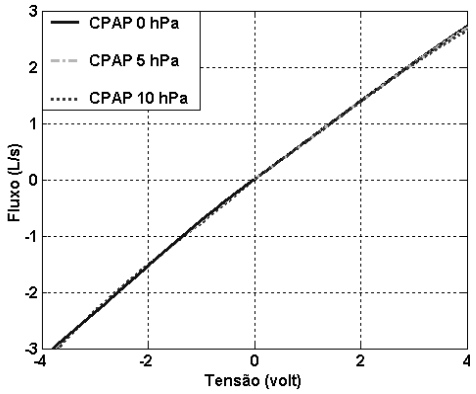


Figura 4: Curvas de calibração geradas com polinômios obtidos com o gerador de CPAP afastado 17 cm do pneumotacômetro. Curvas estão sobrepostas.

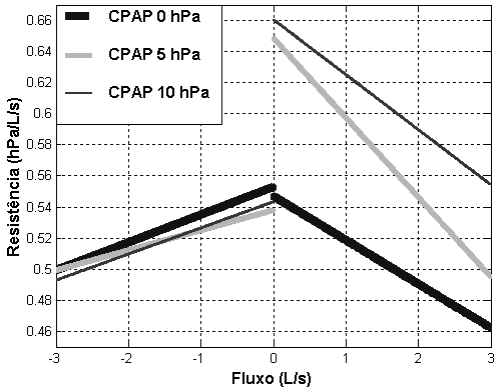


Figura 5: Resistência do pneumotacômetro (PTC) em função do fluxo. Gerador próximo do PTC (Montagem 1). Resistências expiratórias similares.

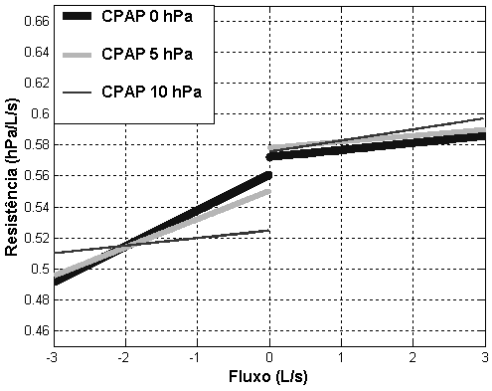


Figura 6: Resistência do pneumotacômetro em função do fluxo. Gerador afastado do PTC (Montagem 3).

Discussão e Conclusão

O sistema de CPAP utilizado neste trabalho foi desenvolvido e testado em malha fechada no modelo TTL, com fins de ilustrar a redução do trabalho respiratório [5]. Contudo, diferenças significativas foram encontradas entre os valores de Vi e Ve quando se utilizavam os polinômios obtidos com calibração feita em CPAP 0. O questionamento e a obtenção de uma solução deu origem ao presente trabalho.

O gerador de CPAP possui quatro microcanais em sua parede interna, que estão interligados a uma entrada do gerador, para conexão com uma fonte externa de gás [4]. Ao ligar o gerador (fluxômetro aberto), são gerados microjatos que produzem entranhamento de ar por fricção turbulenta, e conseqüente aumento na pressão lateral [7]. Com este gerador ligado, o escoamento de ar em direção ao PTC torna-se altamente turbulento, e possivelmente efeitos de entrada influenciam a medição de fluxo.

Observa-se pela Figura 2 e 6 que, com o gerador próximo do PTC, este ficou aparentemente mais resistivo com o aumento do nível de CPAP. Dessa forma, aplicando-se uma curva de calibração gerada em um nível de CPAP menor do que o utilizado na obtenção do sinal de fluxo, observou-se sobrestimação do Vi. A sobrestimação foi maior com maiores diferenças entre as pressões de calibração e uso, ou seja, aplicando um polinômio obtido em CPAP 0 em um experimento feito em CPAP 10, houve erros no Vi em torno de 19% (Tabela 1). Aplicando esse mesmo polinômio em CPAP 5, o erro ficou em torno de 11%. Os menores erros foram observados utilizando polinômios obtidos no mesmo nível de CPAP do experimento. Os erros obtidos com a aplicação dos polinômios de calibração nos sinais de teste foram próximos aos obtidos com os próprios sinais de calibração (Tabela 1).

A medida de Ve não foi influenciada pelo gerador de CPAP, conforme sugerido pela semelhança observada entre as curvas de calibração expiratórias (Figura 2) e os baixos erros apresentados na Tabela 1. Assim, no experimento com TTL, os erros foram obtidos em relação ao Ve, já que não se possuía um padrão. Na Figura 3, vê-se que a curva gerada em CPAP 0 também sobrestimaria o Vi, caso fosse utilizada em CPAP 10. Erros em torno de 15% ocorreram neste caso (Tabela 2). Assim como na Figura 3, onde as curvas de calibração de CPAP 5 e CPAP 10 estão sobrepostas até fluxos de 1L/s à inspeção visual, na Figura 2 as curvas de CPAP 5 e 10 também se sobrepõem até uma pequena faixa de baixo fluxo. Possivelmente, obter-se-iam erros pequenos na aplicação dos polinômios obtidos em CPAP 5 em experimento com CPAP 10, ou vice-versa, desde que apenas em sinais de baixos fluxos (menor que 1 L/s).

As curvas de calibração geradas em CPAP 10 em MA e MF ficaram sobrepostas em toda faixa de fluxo utilizada (Figura 3). Observa-se na Tabela 2, que isso correspondeu a erros similares na utilização dessas duas formas de calibração em CPAP 10.

Com afastamento do gerador de CPAP do PTC, as curvas de calibração nos três níveis de CPAP ficaram sobrepostas (Figura 4), e as resistências inspiratórias tornaram-se mais próximas (Figura 6). A geometria a montante do PTC influencia na curva de calibração, principalmente pela distribuição do perfil de velocidade do escoamento antes de entrar no PTC [8].

Uma possível origem para os efeitos observados seria o aumento da turbulência na entrada do PTC, causada pelo gerador, fazendo com que o escoamento de ar no interior dos capilares do PTC não possua perfil de velocidade parabólico, aumentando a resistência aparente do PTC com o aumento do nível de CPAP. O fluxo expiratório não sofreria influência, pois o escoamento turbulento se daria a montante e se afastando do PTC. O afastamento do gerador de CPAP diminuiria sua influência sobre o PTC, mas aumenta o espaço morto respiratório, o que é indesejável.

Conclui-se que a calibração não deve ser feita com o gerador desligado, e sim no nível de CPAP mais próximo do experimento, e que a calibração obtida em MA pode ser utilizada em sinais gerados em MF.

Agradecimentos

À CAPES, CNPq, FAPERJ e PRONEX. Ao Sr. Mitch Grau pela oferta da válvula proporcional.

Referências

[1] DOUCE, F.H., "Flow and volume measuring devices", in BRANSON, R.D. 1 ed.: *Respiratory Care Equipment*, Philadelphia: J.B.Lippincott Company, pp. 217-235, 1995.

[2] GIANNELLA-NETO A., BELLIDO C., BARBOSA R.B., VIDAL MELO M. F., "Design and calibration of unicapillary pneumotachographs", *J. Appl. Physiol*. 84 (1): 335-343, 1998.

[3] TANG Y., TURNER M.J., YEM J.S., BAKER A.B., "Calibration of pneumotachographs using a calibrated syringe", *J. Appl. Physiol*. 95:571-76, 2003.

[4] MAITRE, B., JABER, S., MAGGIORE S.M., *et al*. "Continuous positive airway pressure during fiberoptic bronchoscopy in hipoxemic patients – A randomized double-bind study using a new device", *Am. J. Respir. Crit. Med*. 162 (3 Pt 1): 1063-67.

[5] FAVRE A.S., JANDRE F.C., GIANNELLA NETO A., "Closed-loop control of a continuous positive airway pressure device", *25th Annual International Conference of the IEEE Engineering In Medicine And Biology Society*, Cancun, México, September 2003, paper No. 943, 2003.

[6] PINO A.V., COSTA J.C.G.D., JANDRE F.C., GIANELLA-NETO A., "Mecânica – Um programa para análise do sistema respiratório", *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. SBEB*, S. José dos Campos, São Paulo, 2002.

[7] ISABEY D., BOUSSIGNAC G., "Effect of air entrainment on airway pressure during endotracheal gas injection", *J. Appl. Physiol*. 67 (2): 771-79, 1989.

[8] FINUCANE K. E., EGAN B.A., DAWSON S.V. "Linearity and frequency response of pneumotachographs", *J. Appl. Physiol*. 32 (1): 121-126, 1972.

UM ESTUDO SOBRE O PROCESSO DE AQUISIÇÃO NA FORMAÇÃO E NO PROCESSAMENTO DE UM BANCO DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS

H. Schiabel, M. A. C. Vieira e A. C. Martinez

Escola de Engenharia de São Carlos – USP, Depto. de Engenharia Elétrica, São Carlos (SP), Brasil

e-mail: homero@sel.eesc.usp.br

Abstract: This work intends to demonstrate the effect of the main characteristics from the mammography image acquisition and digitization processes in the development and usage of image processing schemes in aiding breast diseases diagnosis, as well as in developing mammographic images database. Taking particular sets of images, comparisons were performed between mammograms processed by a technique designed to detect clustered microcalcifications before and after application of a procedure based on the parameters from the mammography system and the digitizer. The results have shown an increase of up to 14% in the scheme sensibility when the pre-processing was used, which can provide the development of a more uniform images database.

***Palavras-Chave*: Mammography images database, CAD schemes, image processing, quality assurance in mammography.**

Introdução

Como já discutido em trabalhos prévios [1,2], o desempenho de esquemas computadorizados de auxílio ao diagnóstico (CAD, de *Computer Aided Diagnostics*) pode variar muito dependendo das características da base de imagens que é utilizada nos testes de avaliação. Uma saída para tentar estabelecer um padrão que possibilitasse, por exemplo, comparar performances de diferentes esquemas seria desenvolver uma "base comum", com o intuito de uniformizar a comparação. De fato, cada esquema desenvolvido mundo afora utiliza um particular conjunto de imagens que serve, inclusive, para auxiliar o próprio desenvolvimento dos procedimentos computacionais que permitirão identificar e classificar estruturas de interesse no sentido de auxiliar o diagnóstico radiológico.

Contudo, formar uma base que atenda às diferentes necessidades de diversas técnicas de processamento de imagens é uma atividade que demanda um trabalho árduo e de difícil consecução, dadas suas peculiaridades. Em mamografia, as imagens precisariam obedecer a um conjunto significativo de critérios, desde o processo de aquisição no mamógrafo até sua digitalização, sem contar o aspecto estatístico de presença de estruturas de interesse e de casos negativos. Além disso, seria muito importante que tais imagens fossem provenientes de diferentes lugares, inclusive para ampliar o universo de características das pacientes.

Como, porém, não se pode desenvolver um esquema CAD sem uma base de imagens que permita testar sua eficácia, os diferentes grupos que atuam no assunto acabam providenciando bases próprias, com particulares características [3-5]. Só que exatamente isso pode influenciar decisivamente na performance do esquema de processamento, pois, dependendo das características do conjunto de imagens de teste, os níveis de acerto/erro podem variar muito. Uma questão, porém, não tem sido enfatizada na maioria dos trabalhos que se referem à elaboração de bancos de imagens para testes de esquemas CAD em mamografia: a necessidade de "uniformidade" daquelas imagens. Na verdade, para se constituir num caso da base, é necessário que a imagem – alvo das diversas etapas do processamento – seja adquirida e posteriormente digitalizada em sistemas com características apropriadas [6]. Mas, entre o disparo do feixe de raios-X e o resultado final do esquema de processamento há um vasto universo de variáveis que podem afetar decisivamente a qualidade da imagem e levar o processamento em si a despender um esforço extra e, muitas vezes, ineficaz para atingir o seu objetivo.

Uma base de imagens mamográficas representativa do universo de casos a ser investigados deve apresentar situações que não só contenham estruturas diversas como aquelas que representam a inexistência de achados e de uma parcela estatisticamente representativa também da população que apresenta tais características. Isso, portanto, implica obter imagens de pacientes numa larga faixa de idades, e com características diversas. Por conseguinte, as imagens são obtidas de diversos mamógrafos em diversas instituições e, portanto, sob diferentes condições técnicas. Garante-se, assim, a representatividade estatística de casos, mas a qualidade das imagens pode ser penalizada, dada a grande heterogeneidade de características relacionadas ao seu processo de aquisição. Isso não apenas impede que se possa fazer a devida comparação de performance entre diferentes esquemas CAD, mas pode levar um mesmo esquema a apresentar diferentes performances dependendo do elenco de casos escolhidos, em função de sua origem.

Desse modo, a abordagem desse trabalho visa a, primeiramente, estabelecer como requisito fundamental para a análise de uma base de imagens mamográficas e

seu "efeito" sobre um esquema CAD, o conhecimento prévio, ao menos, das principais características de qualidade do sistema de aquisição daquelas imagens, incluído aí o do processo de digitalização, a fim de que isso possa guiar o próprio desenvolvimento das técnicas de processamento. A partir disso, o objetivo é mostrar como essas características afetam o desempenho do esquema, a fim de que, através do desenvolvimento de um conjunto de técnicas de pré-processamento baseadas na eventual perda de qualidade devida ao processo de aquisição/digitalização, seja possível constituir uma base mais uniforme para que todas as etapas posteriores do processamento atuem apenas nas propriedades intrínsecas à mama, independentemente dos aspectos relacionados à formação da sua imagem nos diferentes sistemas considerados.

Materiais e Métodos

Em nosso grupo de pesquisas, uma base de imagens mamográficas associada a dados dos laudos médicos e outras informações correspondentes ao processo de aquisição tem sido desenvolvida ao longo dos últimos 6 anos [2,5]. Recentemente, outro trabalho nosso tem objetivado tornar essa base disponível na Internet [7] a fim de beneficiar outros grupos que trabalham em mamografia ampliando seus conjuntos de imagens de teste para processamento. Contamos hoje com quase 4000 imagens, provenientes de aproximadamente 700 exames mamográficos. Assim, as imagens que compõem essa base de dados provêm de mamogramas obtidos em diferentes hospitais e centros radiológicos, relativos a pacientes das mais variadas características, principalmente em termos de idade, e de diferentes mamógrafos. São ao menos 12 mamógrafos de cinco instituições distintas em quatro cidades do Estado de São Paulo (São Carlos, Ribeirão Preto, Jaú e São Paulo). Essa base também é abrangente em termos de estruturas de interesse existentes: 33% dos casos não apresentam anormalidades detectáveis, 45% apresentam ao menos uma estrutura de interesse clínico e 22% apresentam mais de uma estrutura (normalmente nódulo associado a microcalcificações).

Se, por um lado, essa representatividade estatística é um fator positivo, é forçoso frisar que, por se tratar de imagens colhidas em diferentes épocas e obtidas em diferentes sistemas, apresentam uma variabilidade muito grande em termos de características intrínsecas. Como, porém, a totalidade das imagens é proveniente de equipamentos investigados ao longo dos últimos anos por nossa equipe de pesquisas [8], estão disponíveis para cada caso armazenado no banco de imagens as informações sobre as características de qualidade daqueles sistemas mamográficos. Os mamogramas foram digitalizados em dois *scanners* laser (Lumiscan50 e Lumiscan75) com resolução de contraste de 12 bits e resolução espacial de 0,150 e 0,075 mm. O formato de armazenamento para cada arquivo foi o TIFF.

Para mostrar o efeito dos parâmetros relativos à aquisição e à digitalização dos mamogramas na performance do processamento, foram utilizados dois conjuntos de imagens de nossa base para os testes. De início, esses conjuntos foram processados diretamente por uma técnica previamente desenvolvida [9] para detectar a existência de microcalcificações agrupadas. Em seguida, as mesmas imagens foram submetidas a algumas técnicas de pré-processamento para realçar características a partir do conhecimento de degradações introduzidas no processo de aquisição. Tais técnicas de realce focalizaram essencialmente aspectos relacionados a: (a) tamanho de ponto focal – através do emprego da função de transferência de modulação (FTM); (b) magnificação radiográfica utilizada; (c) ruído – com emprego do espectro de Wiener; (d) processo de digitalização – avaliado pela FTM do digitalizador e pela sua curva característica. A degradação introduzida por utilização de ponto focal de tamanho acima dos limites técnicos de qualidade é avaliada com sua medição, que leva ao conhecimento do comportamento do sistema através de sua FTM [8,10]. Essa FTM também varia dependendo da magnificação radiográfica utilizada durante o exame, o que é avaliado diretamente no equipamento. A medição do espectro de potência de ruído (ou de Wiener) consiste em calcular o espectro de potência da figura de ruído de uma imagem uniformemente exposta aos raios-X, avaliada em seguida de acordo com um algoritmo computacional [11]. A influência do digitalizador utilizado na qualidade da imagem armazenada é avaliada através da determinação de sua curva característica e de sua FTM [6,12,13]. A partir da primeira, é aplicada uma curva de correção baseada no conhecimento da característica ideal do sistema de digitalização utilizado. A partir da segunda, elabora-se um filtro de realce em composição com a FTM devida ao ponto focal e à magnificação radiográfica e com o espectro de Wiener. Assim, em linhas gerais, o pré-processamento corrige inicialmente os valores de pixel da imagem por meio da curva característica corrigida do digitalizador e, então, aplica o filtro de realce mencionado acima para buscar tornar a imagem final a ser processada o menos possível dependente do processo de aquisição/digitalização.

Foram testados dois conjuntos de imagens: (1) um primeiro grupo de 20 imagens de *phantom* mamográfico obtidas em um mamógrafo Philips Mammodiagnost MD4000; (2) um segundo conjunto de 22 imagens de mamas reais, obtidas num mamógrafo CGR Senographe 500t. No primeiro conjunto, a preocupação foi avaliar o quanto as técnicas permitiam melhorar a performance na detecção tanto de microcalcificações isoladamente quanto agrupadas. Assim, foram avaliadas regiões de interesse (Ris) das imagens de *phantom* contendo 30 microcalcificações, divididas em 5 agrupamentos, cada um com tamanhos gradativamente menores de 0,54 mm a 0,16 mm. A fig. 1 ilustra o gabarito e uma imagem desse simulador.

As RIs foram selecionadas de tal modo que representassem tanto os conjuntos de microcalcificações efetivamente existentes, quanto áreas onde não havia tais estruturas. Elas foram processadas apenas pelo

esquema para detecção de microcalcificações agrupadas [9] e, em seguida, pelo mesmo esquema [9], só que após submetidas ao pré-processamento para realce baseado nos parâmetros de qualidade do sistema. O mesmo procedimento foi adotado para o segundo conjunto de imagens. As RIs foram selecionadas das imagens reais por um especialista. Foram processadas aquelas em que o laudo apontou a existência de microcalcificações agrupadas e também outras regiões extraídas daquelas imagens, que, de acordo com a informação médica, não apresentariam esse tipo de achado mamográfico. Ambos os grupos foram processados antes e após passarem pelo filtro de realce.

Resultados

Na tabela 1, estão os resultados da detecção apenas em termos da quantidade de microcalcificações identificadas, enquanto a tabela 2 retrata as taxas de acerto/erro para detecção de agrupamentos de microcalcificações para o primeiro conjunto de imagens. A tabela 3, por sua vez, mostra as variações nas taxas de sensibilidade do esquema para as duas condições considerando agora o segundo conjunto de imagens (mamogramas reais). E a figura 2 ilustra um exemplo desse processamento aplicado à região de interesse destacada no mamograma apresentado em (a).

Tabela 1: Taxas de acerto/erro para detecção **isolada** de microcalcificações, após processamento das imagens de *phantom* sem (**S**) e com (**C**) o pré-processamento de realce. (VP – verdadeiro positivo; VN – verdadeiro negativo; FP – falso positivo; FN – falso negativo).

	VP		**FN**		**VN**		**FP**	
	S	**C**	**S**	**C**	**S**	**C**	**S**	**C**
Total	42	48	18	12	57	54	3	5
Taxa	70%	80%	30%	20%	95%	90%	5%	10%

Tabela 2: Taxas de acerto/erro para detecção de microcalcificações **agrupadas**, após processamento das imagens de *phantom* sem (**S**) e com (**C**) o pré-processamento de realce.

	VP		**FN**		**VN**		**FP**	
	S	**C**	**S**	**C**	**S**	**C**	**S**	**C**
Total	6	9	4	1	7	7	3	3
Taxa	60%	90%	40%	10%	70%	70%	30%	30%

Tabela 3: Taxas de acerto/erro para detecção de microcalcificações agrupadas (*clusters*), após processamento das RIs extraídas dos mamogramas reais sem (**S**) e com (**C**) o pré-processamento de realce.

	VP		**FN**		**VN**		**FP**	
	S	**C**	**S**	**C**	**S**	**C**	**S**	**C**
Taxa (%)	81,8	95,5	18,2	4,5	81,8	72,8	18,2	27,3

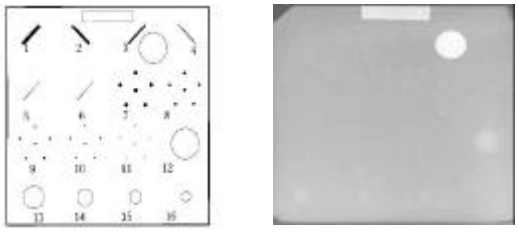


Figura 1: Gabarito do *phantom* mamográfico utilizado e exemplo de uma imagem obtida após sua exposição.

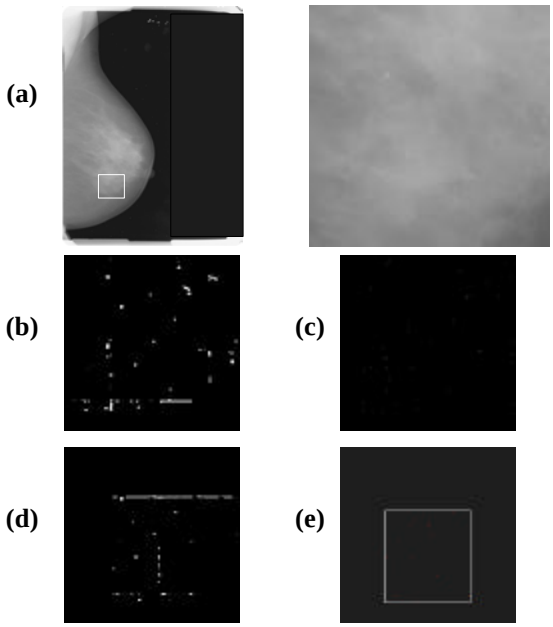


Figura 3: Exemplo da aplicação do pré-processamento: (a) mamograma original e RI destacada; (b) RI após segmentação; (c) resultado final após o processamento; (d) RI pré-processada pelo filtro de realce, após segmentação; (e) resultado final após novo processamento indicando a existência de um *cluster* (não detectado pelo processamento convencional, conforme mostra a parte (c) da figura).

Discussão

Os dados das tabelas 1 a 3 não deixam dúvidas quanto às vantagens – e até mesmo à necessidade – de se conhecer os parâmetros de qualidade envolvidos na obtenção do mamograma digital, utilizando-os para torná-lo mais adequado ao processamento para detecção de estruturas de interesse. Tomando apenas os dados referentes às imagens de *phantom*, para efeito de verificação do aproveitamento das técnicas de realce, é possível destacar um aumento de cerca de 10% na taxa de detecção quando o processamento foi executado sobre a imagem realçada. Embora esse aumento viesse acompanhado de um aumento de falsos positivos, a quantidade efetiva de microcalcificações falsas indicadas na segunda análise aumentou em apenas 2 em relação ao processamento convencional. Note-se o significativo aumento do percentual de acerto para a

detecção de *clusters* – 30% para os casos verdadeiros positivos e uma importante redução também de 30% (conforme Tabela 2) nos casos de falsos negativos.

Observando os resultados da Tabela 3, vê-se que eles são ainda mais promissores, por se tratar de casos reais selecionados da base de imagens. A sensibilidade do esquema, com a utilização do pré-processamento, aumentou em quase 14%. Embora isso esteja acompanhado também de um aumento na taxa de falsos positivos, tal variação ainda foi menor, em torno de 9%, um custo que é compensado pela significativa redução do índice de falsos negativos – de 18,2% para apenas 4,5%, representando apenas 1 caso perdido no conjunto considerado. Isso implica, portanto, uma sensível melhora da confiabilidade do esquema de processamento na detecção de microcalcificações. Vale notar que, na presente análise, foram considerados apenas alguns dos parâmetros mais importantes do processo de aquisição/digitalização dos mamogramas, supondo-se, por exemplo, que o processo de revelação dos filmes não tenha apresentado problemas. Estudos que estão sendo desenvolvidos em nossa equipe devem estabelecer modelos que considerem também futuramente os desvios mais importantes do processo de revelação dos filmes para implementar na etapa de pré-processamento da imagem.

Conclusão

O estudo destacou essencialmente dois aspectos importantes: (1) a necessidade de se conhecer e registrar as principais características relacionadas à aquisição dos mamogramas que compõem a base para que se possa caracterizar a qualidade da imagem a ser processada; (2) o ganho que pode ser obtido ao utilizar tais características para desenvolver esquemas de pré-processamento para "corrigir" as degradações particulares daquelas imagens, pois isso pode facilitar a aplicação e também aumentar a eficiência de esquemas de processamento voltados à detecção e classificação automática de achados de interesse clínico. Isso poderá permitir, uma vez estabelecidos os principais parâmetros de avaliação e modelado o seu efeito na qualidade da imagem, o estabelecimento de conjuntos mais "uniformes" de imagens, que seria uma alternativa interessante para permitir a comparação de performance entre diferentes esquemas CAD, sem aumentar apreciavelmente os custos e as dificuldades já existentes na montagem de uma base de dados nessa área.

Referências

[1] NISHIKAWA, R. M.; YARUSSO, L. M. "Variations in measured performance of CAD schemes due to database composition and scoring protocol", *SPIE Med. Imag.*, 3338:840-844, 1998.

[2] SCHIABEL, H.; NUNES, F.L.S.; ESCARPINATI, M.C.; GÓES, C.E. "Investigations on the effect of different characteristics of images sets on the performance of a processing scheme for microcalcifications detection in digital mammograms", *J. Dig. Imag.*, 14(2):.224-225, 2001.

[3] KARSSEMEIJER, N. "A common database for research in mammographic image analysis", *SPIE Biomed. Image Proces.& Biomed. Visual.*, 1905:542-543, 1993.

[4] AMENDOLIA, S.R.; *et al.* "The CALMA Project" – *Nucl. Instrum. & Meth. Phys. Res*., 461(1-3):428-429, 2001.

[5] BENATTI, R. H. *Elaboração e gerenciamento de banco de imagens e base de dados de mamogramas digitais*, Dissertação (mestrado), EESC/USP, São Carlos/SP, 2003.

[6] GIGER, M. L.; DOI, K. "Investigation of basic imaging properties in digital radiography. I. Modulation transfer function", *Med. Phys.*, 11: 287-295, 1984.

[7] NUNES, F. L. S.; SCHIABEL, H.; OLIVEIRA JR., J. A.; GONÇALVES, C. T.; BENATTI, R. H. "Um sistema computacional para registrar e recuperar imagens mamográficas via-Internet", *II Simp. Bras. Qualidade de Software e III Workshop de Informática Médica*, Fortaleza (CE), 2003.

[8] VIEIRA, M. A. C.; ESCARPINATI, M. C.; SCHIABEL, H.; MEDEIROS, R. B.; ALVES, F. F. R. "Avaliação de Qualidade em Equipamentos Mamográficos Hospitalares do Estado de São Paulo**",** *VII Cong. Bras.Fís. Méd.*, Porto Alegre (RS), 2003.

[9] NUNES, F. L. S.; SCHIABEL, H. "Comparação do desempenho de técnicas de realce de contraste para imagens de mamas densas", *XVIII Cong. Bras. Eng. Bioméd.*, S. J. Campos (SP), 5: pp. 209-214, 2002.

[10] SCHIABEL, H.; NUNES, F. L. S. "O controle de qualidade na melhoria do desempenho do processamento de imagens mamográficas", *XVIII Cong. Bras. Eng. Bioméd.*, S. J. Campos (SP), 5: pp. 221-226, 2002.

[11]VIEIRA, M. A. C.; ESCARPINATI, M. C.; SCHIABEL, H. "Método Computacional para a Determinação do Espectro de Wiener de Aparelhos Mamográficos Utilizando um Scanner de Filme Radiográfico", *II Workshop Reg. Eng. Bioméd.*, São Pedro (SP), 2003.

[12]ESCARPINATI, M. C.; VIEIRA, M. A. C.; SCHIABEL, H. "Computer Technique for Digital Radiographic Images Correction Based on the Digitizer Characteristic Curve", *J. Dig. Imag.*, 15(suppl. 1):228-230, 2002.

[13]ESCARPINATI, M. C.; VIEIRA, M. A. C.; SCHIABEL, H. "Evaluation of film digitizer's spatial resolution by slit image computational analysis", *SPIE Med. Imag. 2004*, San Diego, CA (USA), 2004.

SEGMENTAÇÃO AUTOMÁTICA DO VENTRÍCULO ESQUERDO EM IMAGENS DE ECOCARDIOGRAFIA BIDIMENSIONAL

M. M. de Andrade*, B.Macchiavello*, F. A. de O. Nascimento*, A. F. da Rocha*, H. S. Carvalho** e D. F. Vasconcelos**

* Universidade de Brasília/Departamento de Engenharia Elétrica, Brasília, Brasil
** Universidade de Brasília/Departamento Clinica Médica, Brasília, Brasil

e-mail: andrade@ibict.br

Abstract: Identification of the left ventricular borders from two-dimensional echocardiographic images is a required step in the use of contour information for the evaluation of the left ventricular function. We developed an automatic method for boundary detection, which consists of two stages. The first is focused on noise reduction and contrast enhancement using wavelets and a second derivative operator respectively. The next stage uses watersheds to identify the ventricular cavity, with a previous process that decreases the local minimums. The borders are extracted with a morphological gradient operator. The results are validated through the comparison of the computer generated contours to the manual contours outlined by specialists.
***Palavras Chaves*: ecocardiograma, wavelet, filtro LoG, watershed.**

Introdução

A ecocardiografia bidimensional (2D) em tempo real permite a obtenção de imagens das estruturas cardíacas e de seus movimentos, de tal modo que informações anatômicas e funcionais detalhadas possam ser obtidas. A avaliação da função ventricular esquerda é um dos principais objetivos de um exame ecocardiográfico, uma vez que decisões a respeito da abordagem clínica se baseiam no desempenho desta câmara. A partir das imagens bidimensionais pode ser determinado o volume e a área do ventrículo durante a diástole e sístole finais, logo, o primeiro passo deve ser uma adequada segmentação da cavidade ventricular.

Varias técnicas, com resultados satisfatórios, de extração de bordas do ventrículo esquerdo têm sido apresentadas [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 9] e inclusive produtos comercias se encontram disponíveis no mercado [3], porém ainda existe um amplo espaço para o aperfeiçoamento dos métodos e algoritmos conhecidos. Algumas das técnicas de segmentação são enfocadas unicamente em imagens de eixo curto [1, 4, 5], outras são semi-automáticas [3, 6] e outras carecem de tratamento adequado para o ruído presente nas imagens [1, 2] ou utilizam mais de uma imagem (2 ou mais *frames* consecutivos do mesmo ciclo cardíaco) para reduzir o ruído mediante a media temporal [7], o que inviabiliza a técnica quando somente se encontram disponíveis uma imagem estática para a sístole e outra para a diástole.

O método desenvolvido trata o ruído no domínio da transformada de *Wavelet*, e eleva o contraste da imagem utilizando um operador derivativo de segunda ordem, Laplaciano da Gaussiana (LoG). A segmentação é realizada com a utilização da técnica de *Watershed*, após um processo prévio de redução dos mínimos locais, impedindo a supersegmentação. Por fim, uma máscara é gerada para evitar que as paredes da cavidade ventricular façam parte da região segmentada, e finalmente mediante o uso do gradiente morfológico é realizada a extração das bordas da câmara cardíaca. A estrutura descrita é mostrada na figura 1.

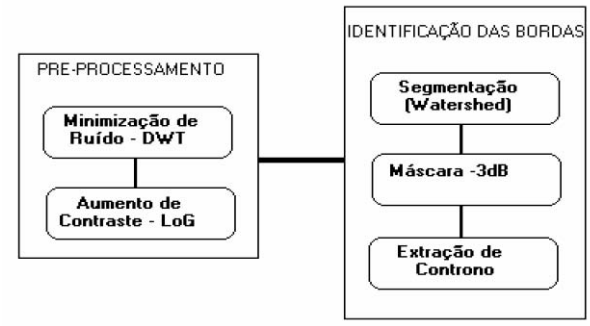


Figura 1: Estrutura do Algoritmo

Materiais e Métodos

Os ruídos introduzidos pelos artefatos da coleta de sinais biomédicos podem causar degradação do sinal em imagem de diferentes modalidades. Entre os ruídos predominantes nas imagens formadas através de energia coerente, como o ultra-som, são destacados o ruído branco e o ruído do tipo *speckle* [8].

Na figura 2 temos uma imagem de ecocardiograma original. A região de baixa intensidade (escura) no centro da imagem corresponde à cavidade cardíaca, que se encontra confinada em uma região de alta intensidade (clara) que representa as paredes musculares. É comum encontrar descontinuidade nas paredes, assim como regiões com intensidade alta dentro da cavidade. Isto se deve à baixa relação sinal/ruído da imagem de ultrasom, ou à incapacidade de encontrar janelas de coleta

adequada, dada a disposição do órgão em relação à estrutura óssea do paciente. Para conseguir uma extração de bordas adequada é necessário minimizar o ruído, melhorarando consequentemente o contraste da imagem.



Figura 2: Imagem de ecocardiografia 2D típica

Minimização de ruído: A transformada discreta de *wavelet* (DWT) tem sido previamente utilizada em áreas que envolvem detecção de bordas, redução de ruído, análise de textura e realce de imagens. Neste caso utilizaremos a ferramenta em questão para reduzir o ruído *speckle.* Estudos prévios [8] mostram que para imagens de ecocardiografia 2D, a transformada de wavelet da família Daubechies se adapta às características das imagens, decorrelatando adequadamente a informação no espaço transformado. Após várias simulações computacionais optou-se pela Daubechies de ordem 12. Como figura de mérito para a avaliação de desempenho entre as bases buscou-se identificar aquela que apresenta a maior quantidade de informação (energia) com a menor quantidade de coeficientes.

Foi então implementada a técnica de minimização de ruído baseada na transformada de *wavelet* invariante ao deslocamento. Sistematicamente, o processo é constituído dos seguintes passos: 1 – Segmentar a imagem em blocos de tamanho NxN. 2 – Produzir M novas imagens a partir da primeira, por meio de deslocamentos circulares (em ambas as dimensões). 3 – Aplicar a transformada de *wavelet* em cada uma das imagens (original e outras criadas via deslocamento circular). 4 – Aplicar ceifamento por limiar (descartando coeficientes de baixas amplitudes) em cada matriz de coeficientes transformados. 5 – Aplicar a transformada de *wavelet* inversa em cada matriz truncada de coeficientes transformados. 6 - Desfazer os deslocamentos em cada imagem resultante. 7 – Obter uma imagem resultante da média de todas as outras. O ruído primeiramente é minimizado pelo ceifamento dos coeficientes da transformada de wavelet e em seguida, pela média ponderada de todas imagens. Como o ruído residual é do tipo branco ele se autocancela na promediação.

Aumento de Contraste: A melhora do contraste nas imagens é necessária para realçar a diferença de intensidade entre a cavidade e as paredes musculares. Varias técnicas podem ser utilizadas. Dentro de vários operadores derivativos, o *LoG* tem sido um dos mais utilizados, especialmente para detecção de bordas [6]. No algoritmo proposto ele é usado para aumentar o contraste assim como para suavizar a imagem fechando falsas regiões de alta densidade dentro da cavidade cardíaca.

Além da convolução, com o filtro *LoG*, técnicas de abertura e fechamento morfológicos são aplicadas com o objetivo de suavizar os ecocardiogramas.

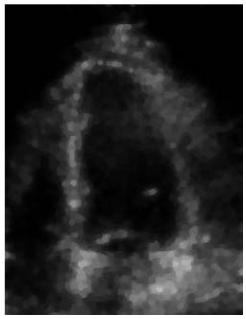


Figura 3: Imagem resultante do pré-processamento

Na figura 3 observamos o resultado da etapa de pré-processamento incluindo a minimização de ruído, convolução e suavização não linear mediante os operadores morfológicos de abertura e fechamento.

A abertura removerá os picos de nível de cinza positivos mais finos do que o elemento estruturante, enquanto o fechamento removerá os picos negativos. O elemento estruturante utilizado foi uma matriz de 3x3. Analisando subjetivamente a imagem resultante deste processo, o contorno do ventrículo aparentemente perde definição, entretanto para o método de segmentação desenvolvido o resultado obtido é o adequado.

Segmentação: A segmentação da câmara é feita mediante a técnica denominada *Watershed,* a qual funciona assumindo cada mínimo local da imagem de ecodardiografia (em termos de intensidade em níveis de cinza) como um buraco, e a superfície é inundada progressivamente a partir desses buracos; para evitar a união de duas bacias provenientes de mínimos locais diferentes, uma represa é formada. A união de todas as represas constitui as linhas de partição de água ou *watersheds* [10].

Contudo a utilização direta desse algoritmo gera um fenômeno conhecido como supersegmentação. Para evitar esse fenômeno deve-se reduzir a quantidade de mínimos locais. No caso estudado sabe-se que a cavidade ventricular geralmente corresponde a uma significativa região da imagem (Figura 2).

Com base nas características das imagens geradas no processo de ecocardiografia é coerente supor que aproximadamente 50% do total de pixels fazem parte da cavidade. Sendo assim, foi escolhido um limiar que correspondesse à divisão em duas áreas iguais do histograma da imagem. Desta forma, todos os mínimos locais com amplitude menor que a do limiar são eliminados, evitando que a região dentro da cavidade cardíaca não apresente múltiplas segmentações.

As figuras 4 e 5 mostram a topografia da imagem uma abertura seguida de um fechamento são feitos para antes e depois de redução de mínimos locais suavizar as bordas. Na figura 8 vemos o contorno respectivamente. encontrado aplicando o algoritmo descrito.

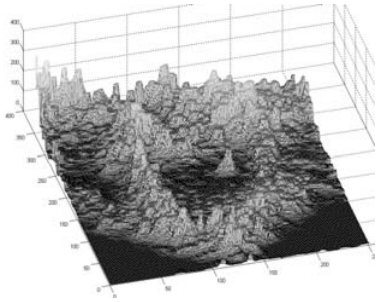


Figura 4: Topografia da imagem original.

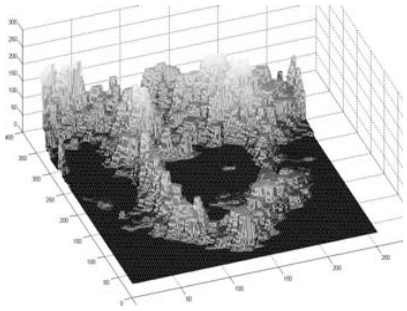
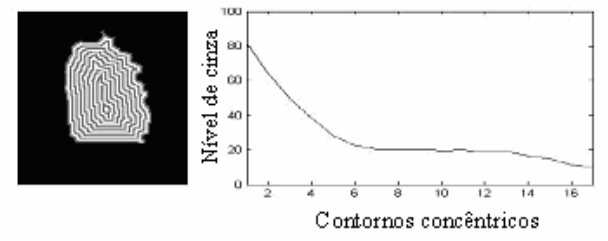


Figura 5: Topografia da imagem após a redução dos mínimos locais.

Ajuste da região segmentada: Uma vez feita a segmentação Watershed, a maior bacia central é considerada a câmara de interesse. Se as paredes musculares fossem de uma largura infinitesimal as linhas de partição de água corresponderiam às bordas da câmara, mas as paredes possuem uma largura não depreciável, e a região de interesse possui as paredes como borda.

Se aplicarmos erosões morfológicas consecutivas na região segmentada, e calcularmos a média dos pixels do contorno para cada região erodida, a curva obtida possuirá uma queda da amplitude aproximadamente exponencial. Isto pode ser observado na figura 6. Desta forma, assumimos como a região de interesse a máscara que corresponde à diminuição em 3dB de cada ponto da linha de partição de água que contorna a região segmentada original. Com isto, cada ponto da máscara estará muito próximo do fim da parede muscular. Essa máscara foi considerada como a região corretamente segmentada do ventrículo esquerdo.

Extração do contorno: Finalmente o contorno é extraído mediante operadores morfológicos. Primeiro é feita a binarização da região segmentada seguida de uma operação de preenchimento de buracos para evitar qualquer segmentação interna que possa ter ocorrido. A seguir, o contorno é extraído mediante o gradiente morfológico, o qual corresponde à diferença entre a imagem original é a erosão da mesma [10]. Finalmente, uma abertura seguida de um fechamento são feitos para suavizar as bordas. Na figura 7 vemos o contorno encontrado após a aplicação do algoritmo descrito.



(a) (b)

Figura 6: a) Contornos concêntricos à borda da região extraída pela segmentação watershed b) Curva de amplitude média dos contornos concêntricos.



Figura 7: Contorno extraído do ventrículo esquerdo.

Resultados

Para aferir e avaliar o método desenvolvido, as 25 imagens selecionadas foram agrupadas subjetivamente em três classes, de acordo com sua qualidade visual. Nesse agrupamento se classificou as imagens em alta, media e baixa qualidade em relação ao contraste e definição da borda. Essa classificação foi sugerida em conjunto com especialistas da área de ecocardiografia. Outros trabalhos de detecção de bordas em ecocardiogramas fazem referência a classificações similares à adotada [6, 9].

Uma primeira medida de desempenho adotada foi o índice de correlação ou de semelhança entre áreas obtidas a partir da segmentação manual e automática para cada imagem.

Uma segunda medida de desempenho adotada foi o erro médio (rms) das distâncias entre a borda segmentada automaticamente e a manualmente, este indicador foi introduzido em trabalhos anteriores [6] e reflete a proximidade entre ambos contornos, podendo ser expresso matematicamente pela equação 1.

$$rms = \sqrt{\frac{1}{N}\sum DISTANCIA(L_A, L_m)} \quad (1)$$

onde L_A é o conjunto de pontos do contorno automático, L_M o dos pontos do contorno manual e N é o tamanho de L_M.

Os resultados obtidos são mostrados na tabela 1.

Tabela 1: Resultado da avaliação do algoritmo

Grupo de imagens	Quantidade	Média do índice de correlação das áreas	Erro médio (rms)
Alta	10	0,987	2,12
Media	10	0,914	2,35
Baixa	5	0,720	3,05

Discussão

Os resultados obtidos mostram a qualidade do método desenvolvido, que possui natureza automática e não requer a intervenção do usuário. O baixo índice de erro e o alto índice de correlação, para as imagens de média e alta qualidade, mostram a alta proximidade entre os contornos (manuais e automáticos) e a grande similaridade das áreas que ambos contornos definem.

No caso de imagens de baixa qualidade, o delineamento do contorno ventricular não foi totalmente satisfatório. Esse resultado era previsível já que, os próprios especialistas médicos apontaram a baixa confiabilidade da segmentação manual para as imagens mencionadas.

Nos ecocardiogramas de baixa qualidade, visualmente as paredes cardíacas são impossíveis de serem corretamente identificadas, e o médico recorre a sua experiência e conhecimento prévio da forma ventricular para realizar a segmentação. A diferença inter e intra-observador no processo de segmentação manual para este grupo de imagens é muito elevada.

Conclusão

Um dos principais objetivos da técnica desenvolvida consistia na segmentação de imagens isoladas, sem a disponibilidade de *frames* ou quadros. Nesse sentido, o objetivo foi atingido pois ela é totalmente independente de informações de outros *frames*, como não acontece com outros trabalhos [7,9]. A disponibilidade de *frames* pode ser útil para minimizar o ruído através da técnica de promediação, contudo, essa captura pode não ser possível, ou não esta disponível, em muitas situações cotidianas.

Finalmente podemos destacar que o método desenvolvido é eficaz e confiável, eliminando as diferenças inter e intra-observador do processo de segmentação manual. Sendo que só em imagens de baixa qualidade existe uma diferença significativa entre os contornos traçados manualmente e automaticamente.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com o apoio do **CNPq**, uma entidade do Governo Brasileiro voltada ao desenvolvimento científico e tecnológico: Chamada Conjunta **MCT/SEPIN-FINEP-CNPq** 01/2002, Programa de Apoio à Pesquisa e Desenvolvimento e Inovação em Tecnologia da Informação PDI – TI.

Referências

[1] BOSH J.C., REIBER J.H., VAN BURKEN G., GERBRANDS J.J., GUSSEHOVEN W.J, BOM N., ROELAND J.R. "Automated endocardial contour detection in short-axis 2-D echocardiograms, methodology and assessment of variability". *IEEE Computers in Cardiology*, pp 137-140, 1988.

[2] MAES L., DELARES D., SUETENS P., AUBERT A., VAN DER WERF, F. "Automated contour detection on the left ventricle in the short axis view and long axis view on 2D echocardiogramas", in *IEEE Computers in Cardiology*, pp 603-606, 1991.

[3] VANDERBERG B.F., RATH L.S, STUNLMULLER P., MELTON H., SKORTON D.J. "Estimation of left ventricular cavity area with an on-line, semiautomated echocardiographic edge system", *Circulation*, vol. 86, no. 1, pp 159-166, 1992.

[4] KOREN I., LAINE A.F., FAN J., TAYLOR F.J. "Edge detection in echocardiographic image sequences by 3-D multiscale analysis" in *Proceedings of the IEEE International Conference on Image Processing*, vol. 1, pp 288-292, 1994.

[5] LAINE A., ZONG X.. "Border identification in echocardiograms via multiscale edge detection and shape modeling" *in Proceedings of the IEEE International Conference on Image Processing*, 1996.

[6] CHOY M., JIN J. "Morphological image analysis of left-ventricular ecocardial borders in 2D echocardiograms". In *Medical imaging*, vol 2710 *of Proceedings of SPIE*, 1996.

[7] OHYAMA W., WAKABAYASHI T., KIMURA F., TSURUOKA S., SEKIOKA K. "Automatic left ventricular endocardium detection in echocardiograms based on ternary thresholding method". *Proceeding. 15th IEEE International Conference on Pattern Recognition*, vol. 4, pp 320 – 323, 2000.

[8] ZONG X., LAINE A.F, GEISER E.A. "Speckle reduction and contrast enhancement of echocardiograms via multiscale nonlinear processing, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 17, Issue: 4 , pp 532-540, 1998

[9] EZEKIEL A., GARCIA E.V, AREEDA J.S, CORDAY S. "Automatic and Intelligent Left Ventricular Contour Detection from Two Dimensional Echocardiograms", *Computers in Cardiology*, p. 261-264, 1985.

[10] GONZALES R., WOODS R. " Digital Image Processing", Addison Wesley Pub., 2ª ed., 2001

SISTEMA AUTOMÁTICO DE CONSTRUÇÃO DA CURVA DE VARIAÇÃO DE ÁREA DO ENDOCARDIO VENTRICULAR ESQUERDO DURANTE O CICLO CARDÍACO

B. Macchiavello*, M. M. de Andrade*, F. A. de O. Nascimento, A. F. da Rocha*, H. S. Carvalho** e P. C. de Jesus**

* Universidade de Brasília/Departamento de Engenharia Elétrica, Brasília, Brasil
** Universidade de Brasília/Departamento Clinica Médica, Brasília, Brasil

e-mail: bmacchiavello@yahoo.com

Abstract: An automatic method for the determination of left ventricular area and the construction of the curve of area change during a cardiac cycle was developed, using 2D echocardiographic films. This allows the evaluation of the cardiovascular dynamics, and attainment of important clinical parameters, such as the fraction of area change. The algorithm begins with the obtention of a temporal mean, followed by the reduction of noise in the wavelet transform domain and an auto-reinforcement filter. Next the reduction of local minimums and segmentation by the watersheds are applied. Then the ventricular area is calculated and the representative curves of the area change during a cardiac cycle are computed.
***Palavras Chaves*: ecocardiograma, segmentação, fração de variação de área.**

Introdução

O trabalho proposto apresenta um método automático de construção da Curva de Variação da Área (CVA) ventricular esquerda durante um ciclo cardíaco, e possibilita a identificação de inúmeros parâmetros clínicos, entre os quais ressalta a Fração de Variação de Área (FVA). Imagens de ecocardiografia bidimensional (ECO2D) transtorácica apical de quatro câmaras foram utilizadas no estudo.

O objetivo principal desse trabalho consiste na concepção e implementação de uma técnica automática e alternativa para avaliar as funções sistólica e diastólica ventricular esquerda, já que são entidades fundamentais para o diagnóstico de inúmeras patologias cardiovasculares [6]. Assim, é apresentado um algoritmo computacional que permite a identificação automática das áreas do ventrículo esquerdo em imagens sucessivas que descrevem dinamicamente um ciclo cardíaco completo.

As imagens foram processadas por meio de uma combinação de técnicas cuja projeção na literatura científica é recente, associadas a outras técnicas tradicionais e obedecendo as recomendações apresentadas na literatura científica quanto ao processamento eficiente de ECO2D [2].

Materiais e Métodos

Protocolo de Aquisição e Sujeitos: Os responsáveis pela execução do protocolo de aquisição de imagens foram médicos especialistas ecocardiografistas do Hospital Universitário de Brasília (HUB).

A seleção dos examens visou o descarte de pacientes com patologias graves ou congênitas e a idade foco foi de 40±15 anos, com índice de massa corporal de 25±4 Kg/m^2. O número de sujeitos foi de três indivíduos totalizando 6 filmes, sendo registrados em cada filme dois ciclos cardíacos de imagens de ECO2D transtorácica apical de quatro câmaras, com taxa de 44 *frames*/s, conjuntamente com os eletrocardiogramas, o que totalizou um quantitativo de 280 *frames* ou imagens.

Geração da Curva de Variação de Área: A aquisição da CVA foi possível a partir da utilização de um algoritmo que possui dois grandes blocos. O primeiro chamado de pré-processamento e objetiva minimizar o ruído da reverberação e o espalhamento oriundo da onda de ultra-som, quando essa colide com estruturas dos tecidos de dimensões próximas à resolução axial do aparelho [3].

O segundo estágio visa uma segmentação automática da região do ventrículo esquerdo, e conseqüentemente da área desejada. A figura 1 apresenta uma CVA típica construída pelo algoritmo automático proposto.

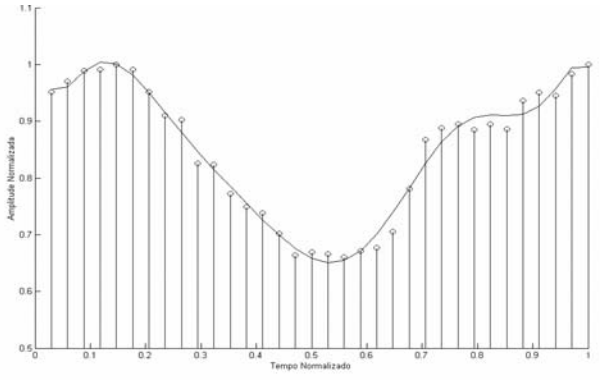


Figura 1: Representação de uma CVA obtida.

O diagrama de blocos apresentado na figura 2 descreve as principais etapas do processo de construção automática da curva de variação de área em um ciclo cardíaco completo.

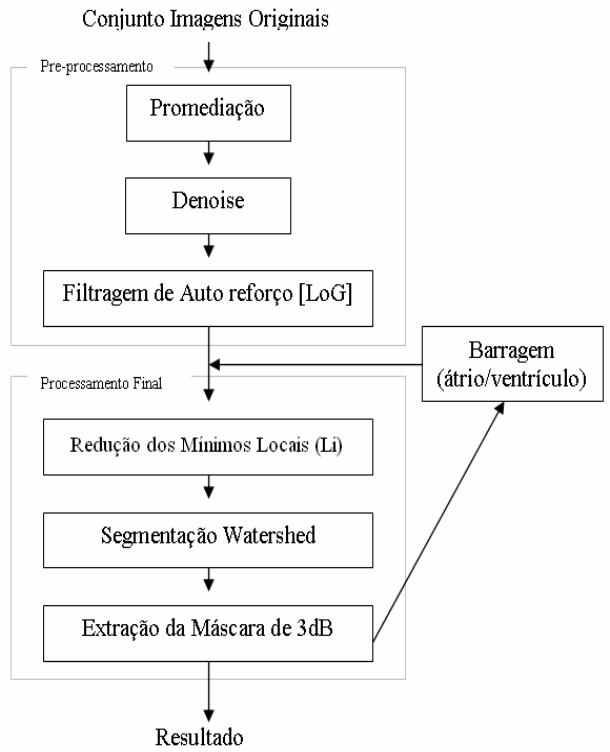


Figura 2: Diagrama de Blocos do Algoritmo de Aquisição da CVA.

No início do processo utiliza-se um filtro de promediação ou média temporal [5], que é aplicado para conjuntos de quatro imagens, sendo essas oriundas de dois ciclos cardíacos consecutivos. Inicialmente a promediação é feita sobre duas imagens sucessivas em cada um dos dois ciclos. Essas imagens de ciclos distintos são sincronizadas através do sinal temporal do eletrocardiograma (mediante o complexo QRS) para a aplicação da média final.

Optou-se por combinar a técnica de promediação com a técnica de *de-noising* de segunda geração, utilizando a transformada discreta de *wavelet* da família Daubechies de ordem 12, para a minimização de ruído.

A utilização exclusiva da redução de ruído por meio do ceifamento de coeficientes *wavelets*, não consegue algumas vezes melhorar as anormalidades do movimento da parede cardíaca, já que processa imagens isoladamente sem considerar a contribuição da componente temporal. Justificando assim o uso do filtro de promediação como parte do pré-processamento [7]. Salientamos que a utilização de ambos processos ao mesmo tempo torna o algoritmo mais lento, porém os resultados obtidos melhoram consideravelmente.

A última etapa de pré-processamento é chamada de filtro de auto-reforço [4], para o qual foi aplicado um filtro *LoG* (Laplaciano da Gaussiana) de máscara 3x3 nas imagens resultantes do processo anterior. Esse mecanismo permite o realce das bordas da cavidade ao aumentar o contraste na imagem, otimizando a desempenho do algoritmo. A figura 3 apresenta uma imagem resultante do bloco de pré-processamento.

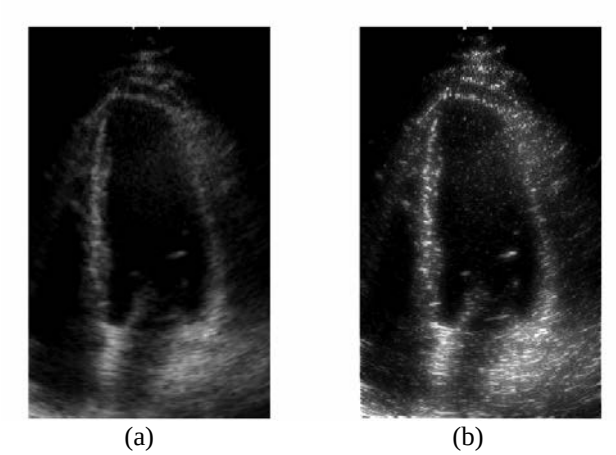


Figura 3: a) Imagem resultante do filtro médio aplicado ao conjunto de quatro imagens originais. b) A aplicação do Laplaciano da Gaussiana à imagem (a) produz um realce nas bordas.

No estágio de processamento final, de acordo com o diagrama mostrado na figura 2, a primeira etapa corresponde a uma intervenção humana caracterizada pela localização de uma "barragem" entre o átrio esquerdo e o ventrículo esquerdo, sobre toda a extensão da válvula mitral. Esta intervenção é feita uma única vez na primeira imagem pré-processada.

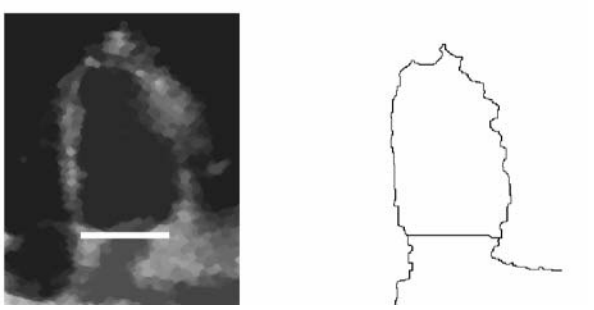
A localização da barragem é necessária já que no final do processo de sístole ocorre a abertura da válvula mitral, para permitir a passagem de sangue entre o ventrículo e o átrio. Sendo assim, o algoritmo segmentaria conjuntamente parte do átrio durante a função diastólica.

Para os frames seguintes a localização da barragem é automática e acompanha a válvula mitral, já que ela é posicionada pela região extraída na segmentação do frame anterior, colocando-se logo abaixo à cavidade.

A etapa seguinte consiste em eliminar mínimos locais. Para isto, determina-se um limiar igual à mediana do histograma da imagem resultante do pré-processamento. Todos os mínimos locais com amplitude inferior ao referido limiar são então eliminados.

Em seguida aplica-se a segmentação *Watershed*, originando um número quantitativo pequeno de regiões segmentadas, incluindo a região de interesse, que é automaticamente extraída, dada a sua característica de ser o maior segmento central que não faz intersecção com as bordas da imagem.

Na figura 4 é apresentada uma imagem com os minimos locais reduzidos, pelo limiar da mediana do histograma, e a segmentação Watershed resultante, conjuntamente com a "barragem" átrio ventricular.



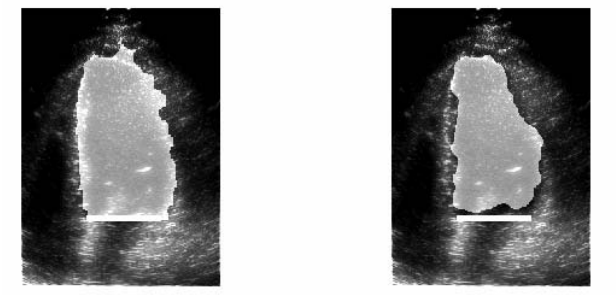
(a) (b)

Figura 4: a) Imagem resultante da mudança de homonotopia e b) Imagem da segmentação watershed, ambas com a barragem átrio ventricular aplicada.

Contudo, a região obtida pela segmentação watershed não corresponde ainda à região do ventrículo esquerdo. Já que a linha de partição de águas situa-se no meio da parede muscular, a qual possui uma largura não desprezível.

Ao aplicarmos erosões morfológicas consecutivas na região segmentada, e calcularmos a média dos pixels do contorno para cada região erodida, a curva obtida apresentou uma queda da amplitude aproximadamente exponencial. Portanto, assumimos uma diminuição de 3dB com relação à amplitude do contorno da região extraída pela segmentação *watershed*, gerando uma máscara interna que representa a área do ventrículo esquerdo.

Na figura 5 podemos observar a máscara associada ao contorno externo, segmentação resultante do algoritmo *watershed*, e a máscara interna vinculada à diminuição de 3dB.



(a) (b)

Figura 5: a) Imagem pré-processada sobreposta a máscara da segmentação *Watershed* b) Imagem pré-processada sobreposta a máscara interna de 3 dB.

Resultados

As CVAs obtidas para os 6 indivíduos apresentaram uma forma similar, sendo que o formato da curva reflete as etapas do ciclo cardíaco desde a ejeção sistólica ventricular até a sístole atrial.

Um outro resultado significativo, encontrado de forma direta nas CVAs, está relacionado à Fração de Variação de Área (FVA), que é dada pela diferença percentual entre a maior e menor área do ventrículo durante um ciclo, dividida pela maior área. A tabela 1 resume os valores encontrados pelo método automático.

Tabela 1: Fração de Variação de Área

Sujeitos	I	II	III	IV	V	VI
Automático	33,7	30,0	33,9	29,9	35,4	36,6

Estes valores encontram-se dentro da faixa de valores normais ou aceitáveis para a FVA, resultado esperado dado que os sujeitos selecionados careciam de patologias.

Discussão

O método automático proposto possui uma intervenção manual na definição da "barragem", que é realizado uma única vez na primeira imagem da seqüência de *frames* processados. Essa intervenção acarreta em variações quanto à área identificada pelo algoritmo, já que a "barragem" manual é interpretada pelo algoritmo como uma borda do endocárdio ventricular esquerdo.

Com o objetivo de avaliar o impacto da localização da "barragem" definida pelo usuário, a metodologia proposta foi aplicada 30 vezes para cada um dos sujeitos. Na figura 6 são apresentadas as curvas percentuais dos desvios padrão das trinta execuções para os seis grupos de frames, e na tabela 2 a média de cada uma das curvas. Avaliando os resultados fica notório o pequeno desvio entre as execuções, o que garante um elevado padrão de similaridades nos resultados gerados pelo algoritmo. Salientando que a barragem foi sempre definida sobre a válvula mitral.

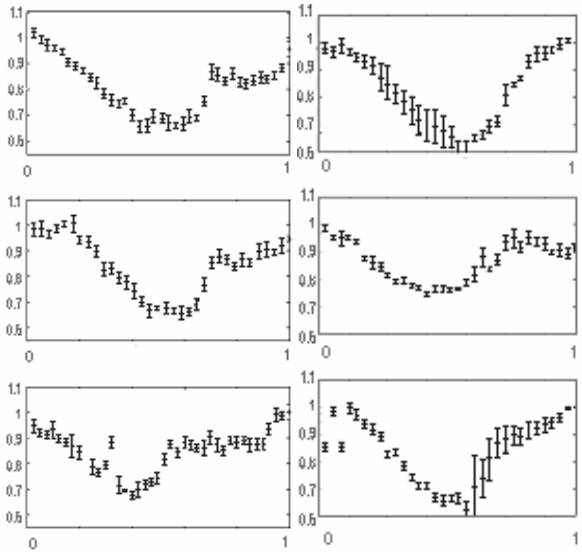


Figura 6: Curvas de médias percentuais dos desvios padrão das CVAs dos seis filmes avaliados pelo método automático. O eixo vertical corresponde a área, e o eixo horizontal ao tempo de um ciclo cardiaco (ambos normalizados).

Tabela 2: Desvios padrão médios percentuais das CVAs geradas pelo método automático.

Sujeitos	I	II	III	IV	V	VI
Desvio Médio	1,75	1,85	2,1	2,8	1,28	2,4

Em relação à amostra utilizada, esta foi considerada adequada à pesquisa. Já que não objetivamos um levantamento quantitativo de sujeitos para caracterizar um padrão populacional, o que deverá ser objetivo de trabalhos futuros.

Conclusão

O algoritmo permitiu a identificação automática coerente da área ventricular e a construção da Curva de Variação de Área (CVA) de um ciclo cardíaco completo. A CVA representa de uma forma contínua e concisa diversos parâmetros clínicos conhecidos da atividade cardíaca, como a fração de variação de área. Também podemos identificar na CVA as etapas do ciclo cardiaco, tais como a sistole atrial, enchimento rápido, enchimento lento, ejeção, etc. Podendo calcular o tempo de cada uma das etapas, indicador importate para o diagnóstico da função ventricular. Um sistema de identificação de patologias a partir da curva obtida pode ser realizado como um trabalho futuro.

Porém a Curva de Variação de Volume (CVV) pode oferecer informações adicionais às obtidas mediante a CVA. Sendo assim, adicionado o processo de obtenção de área nos cortes de eixo curto e eixo longo de duas câmaras, os quias são ortogonais ao corte utilizado no presente trabalho, é possível realizar um cálculo aproximado para a obtenção do volume e da CVV.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com o apoio do **CNPq**, uma entidade do Governo Brasileiro voltada ao desenvolvimento científico e tecnológico: Chamada Conjunta **MCT/SEPIN-FINEP-CNPq** 01/2002, Programa de Apoio à Pesquisa e Desenvolvimento e Inovação em Tecnologia da Informação PDI - TI.

Referências

[1] CHOY M.M., JIN J.S. "Extraction of endocardial borders from sequential echocardiographic images using mathematical morphology". *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, IEEE, NY, 1998, 17(1), pp116-121, 1998.

[2] COSTA C.F.F., MOURA L.A., COSTA M.G. "Revisão sobre métodos de segmentação 2D de ventrículo esquerdo". *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 15, n. 3. 141-158, set/dez, 1998.

[3] FISH, P. "Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound", *First Edition, New York: John Wiley & Sons*, 1990.

[4] GONZALES R.C., WOODS R.E. "Digital Image Processing", *Second Edition, Prentice Hall*, 2002.

[5] GRATTONI P., BONOMINI R. "Contour Detection of the Left Ventricular Cavity from Angiographic Images". *IEEE Transactions on Medical Imaging*. V. 4, n. 2, p. 72-78, 1985.

[6] JAE K., JAMES B.S., JAMIL A.T. "Ecocardiografia Clínica Mayo" *1ªEd,Medsi Editora Médica e Científica Ltda*, 1997.

[7] JOUAN, A., VERDENET J., CARDOT J.C., BAUD M., DUVERNOY, J. "Automated Detection of the Left Ventricular Region of Interest by Means of the Ectraction of Typical Behaviors in cardiac Radionuclide Angiographies". *IEEE Transactions on Medical Imaging*. V.94, n. 1, p. 5-10,1990.

[8] LILLY P., JENKINS J., BOURDILLON P. "Automatic Contour Definition on Left Ventriculograms by Image Evidence and a Multiple Template-Based Model". *IEEE Transactions on Medical Imaging*. V. 8, n. 2, p. 173-185, 1989.

[9] VITALE D., LAURIA G., PELAGGI N., GERUNDO G., BORDINI C., et al. "Optimal Number of Averaged Frames for Noise Reduction of Ultrasound Images". *Proc IEEE Comput Soc Conf on Comput Vision Pattern Recognition*, pp. 639-641, 1993.

PREMAX – PRESIONES RESPIRATORIAS MAXIMAS MEDIDAS CON UN EQUIPO TRANSPORTABLE

D. Churi*, Y. Forelius*, A. Hodos*, H. Píriz**, A. da Rosa**, F. Simini*.

* Núcleo de Ingeniería Biomédica - Hospital de Clínicas, Montevideo - Uruguay
** Departamento de Fisiopatología - Hospital de Clínicas, Montevideo - Uruguay

premax2002@adinet.com.uy
http://www.nib.fmed.edu.uy

Abstract: PREMAX was designed to record ambulatory measures of maximum respiratory pressure, both inspiratory (Pimax) and expiratory (Pemax) as well as sniff (Pnas-sniff). A novel LED column allows immediate feedback of respiratory efforts to both patient and technician. The industrial grade microprocessor embedded in PREMAX runs a Real Time System (RTS) to simultaneously display messages and results, perform signal acquisition and processing in addition to driving the LED column. A consistent quality criteria for signals was developed following the ATS/ERS (American Thoracic Society / European Respiratory Society) recommendations. PREMAX, which is multilingual, transfers signals by FTP for clinical documentation.
***Palabras Clave*: pemax, pimax, presión respiratoria, sniff, EPOC.**

Introducción

La evaluación de las presiones máximas respiratorias aporta un criterio cuantitativo al diagnóstico y seguimiento de pacientes afectados por patología neuromuscular, pacientes en terapia intensiva y enfermos respiratorios crónicos. La actividad clínica y de investigación en el Departamento de Fisiopatología [1] necesitaba cuantificar estos parámetros y no se encontraba en el mercado el equipamiento portátil adecuado. El Núcleo de Ingeniería Biomédica abordó el tema en el marco del desarrollo de propuestas originales de equipos biomédicos [2].

En esta publicación se presenta el desarrollo de un equipo transportable para la medida de los parámetros ventilatorios mencionados. Dada la ausencia de estándares precisos de cuantificación de estos parámetros, se propone aquí su determinación por medio del tratamiento de señales propio de la Ingeniería Biomédica. Para dar a PREMAX la posibilidad de ser adoptado en todo el mundo, los criterios de medida y análisis de señales respiratorias siguen las recomendaciones de ATS/ERS (American Thoracic Society/European Respiratory Society) descriptas por Green y col [3], además de prever su operación y documentación en varios idiomas.

Medidas de presión espiratoria e inspiratoria

La maniobra debe ser realizada por un operador con experiencia quien insta al paciente a realizar su máximo esfuerzo inspiratorio o espiratorio. El criterio sugerido para obtener la medida consiste en realizar varias maniobras técnicamente correctas a juicio del operador y tomando el máximo valor dentro de las tres maniobras que difieran en menos del 20%.

Con el paciente sentado, el técnico coloca un palillo en la nariz para cerrar las fosas nasales, y le pide que coloque el tubo en su boca. El adaptador bucal deberá ser sostenido fuertemente entre los labios y la dentadura para evitar que escape aire. Luego se pide al paciente que respire normalmente como período de adaptación durante unos pocos segundos.

Seguidamente, para la maniobra de Presión Espiratoria Máxima, el paciente deberá realizar una inspiración profunda para luego espirar ejerciendo el mayor esfuerzo, el que deberá ser mantenido el mayor tiempo posible. Al comienzo de la espiración, el técnico ocluye el tubo tapando el orificio de salida de aire con el dedo debiendo permanecer en esta situación durante todo el proceso de espiración.

Las maniobras para Presión Inspiratoria Máxima son análogas a las anteriores. Seguido de una espiración profunda, se mide la máxima presión inspiratoria con el tubo ocluido. También aquí se deberá mantener el esfuerzo durante el mayor tiempo posible.

Para medir la presión nasal durante el "sniff" se introduce una pieza en forma de cuña en una de las fosas nasales y se pide al paciente que realice una inspiración máxima de muy corta duración.

Especificaciones de PREMAX

Las especificaciones para PREMAX fueron que debía medir la máxima presión espiratoria bucal (Pemax), la máxima presión inspiratoria bucal (Pimax) y la presión nasal durante una inspiración rápida llamada "sniff" (Pnas-sniff). Las presiones bucales son medidas utilizando un tubo colocado en la boca del paciente que es ocluido súbitamente y la presión nasal con una pieza de forma cónica adaptable a la fosa nasal.

Los requerimientos de PREMAX incluían también que fuera transportable y generara documentos para la

historia clínica del paciente a la vez que alimentara una base de datos para proveer información destinada a estudios de control de calidad de la metodología y a la investigación epidemiológica y clínica.

A diferencia de los equipos existentes [4] que no tienen retroalimentación a no ser por sus sistemas complejos con pantalla de computadora, PREMAX debía tener un mecanismo por el cual paciente y técnico puedan fácilmente seguir y evaluar el esfuerzo ventilatorio y por ende la calidad de la medida.

Proyecto de PREMAX

Para realizar la medida de presión nasal, se desarrolló una pieza original de forma cónica adaptable a la fosa nasal, como se muestra en la Figura 1.

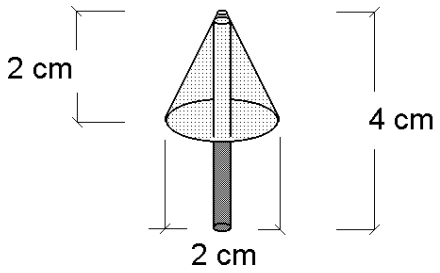


Figura 1: Detalle de la pieza nasal. Esta pieza se obtiene con métodos de tornería de precisión utilizando nylon para su construcción.

La calidad de transportable del equipo se obtuvo desarrollando PREMAX con un microprocesador de uso industrial de pequeño tamaño, transductores de presión y un programa que implementa un sistema de tiempo real. Todos estos elementos de proyecto llevaron al diagrama de bloques que se muestra en la Figura 2.

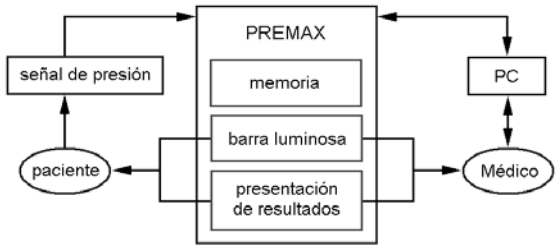


Figura 2: Diagrama de bloques de PREMAX

Los transductores de presión elegidos fueron del tipo piezorresistivos, considerados de la más avanzada tecnología [5] [6].

Se desarrolló un mecanismo original de comunicación médico-paciente durante el proceso de medida. De acuerdo a los criterios de ATS/ERS, debe existir una vía a través de la cual el técnico médico insta al paciente al mayor esfuerzo y a su mantenimiento. Las opciones consideradas fueron la pantalla de un PC o similar de menor tamaño, y la inclusión en el equipo de una barra luminosa sensible a los cambios de presión ejercida por el paciente. En virtud del tratamiento de la señal que se desea realizar como parte de las funciones del equipo, se consideró de relevancia este aspecto particular del diseño. Para tomar la decisión, se observó la modalidad de trabajo y los resultados que eran obtenidos en las medidas de rutina realizadas en la clínica (Hospital de Clínicas) con un equipo no transportable basado en PC, donde la interface reproduce la evolución de la medida en el monitor. Se concluyó entonces que el grado de atención de los pacientes podría mejorarse sensiblemente utilizando una columna de LED´s, tanto referido a la evolución del esfuerzo, como a los máximos niveles de presión alcanzados en sucesivas maniobras. Al mismo tiempo, la columna luminosa diseñada finalmente para PREMAX posee sensibilidad ajustable independizando de este modo la visibilidad del esfuerzo realizado por distintos pacientes. El diseño mecánico de la columna luminosa llevó a adoptar la solución de utilizar la caja de PREMAX como base sobre la cual puede ser rotada para permitir ajustarla a la mejor visibilidad por parte del paciente y del técnico a la vez. En la Figura 3 se ve PREMAX completo con su columna de LED's.



Figura 3: PREMAX en operación. Notar la columna de LED's montada sobre un perno insertado en la caja que contiene el microprocesador, los circuitos electrónicos, el teclado y display además del conector de red local tipo RJ45. también pueden apreciarse la pieza nasal, el tubo y la boquilla.

Para asegurar la comunicación con el operador es necesario contar con una vía simple además de usar la columna luminosa, y por lo tanto el microprocesador elegido incluye un "display" de 4 líneas con 20 caracteres cada una, donde el programa informa sobre las posibles alternativas en cada una de las maniobras a realizar. Este display se completa con un teclado numérico.

Fue proyectado un Sistema de Tiempo Real (STR) para la realización de tareas simultáneas que cumple PREMAX:

- adquisición de señales
- encendido de la columna luminosa
- atención del teclado
- cálculos sobre los datos en memoria.

PREMAX fue programado en lenguaje Dynamic C, con segmentos escritos en Asembler (2900 líneas de código fuente y reutilización de 30000 líneas de las bibliotecas de Dynamic C). Se emplean técnicas de programación segura para el manejo de excepciones que hacen de él un equipo muy robusto.

Para llevar a cabo investigaciones sobre grupos de individuos así como en estudios de seguimiento para cada paciente es necesario registrar las señales. PREMAX almacena las señales de cada medida y permite su posterior transferencia a una computadora a través de un cable de red de área local usando el protocolo FTP. La descarga de la información requiere la ejecución de un programa en la computadora que también es suministrado por el equipo PREMAX.

Como consecuencia de la elección de la memoria del microprocesador, PREMAX tiene una capacidad de almacenamiento de 240 registros o maniobras, resultado del estudio realizado a un mínimo de 8 pacientes (hasta 10 maniobras de Pemax, 10 de Pimax y 10 de Pnas-sniff por paciente).

Métricas de calidad desarrolladas para PREMAX

La ausencia de estándares internacionales para la clasificación de la señal, llevó a los autores a desarrollar un criterio que propone un factor de calidad suministrado por PREMAX junto con los valores de presión medidos. Este parámetro intenta indicar al operador, la calidad de la señal que se ha obtenido en la realización de la maniobra para su aceptación o no como válida.

Aunque los parámetros involucrados en el cálculo del factor de calidad PREMAX están todavía a estudio, los resultados obtenidos se consideran satisfactorios, situación verificada a través de la observación de las señales ya estudiadas con la ayuda de un PC.

Uso de PREMAX

Las maniobras realizadas para la medida de Pemax y Pimax requieren un máximo esfuerzo inicial, manteniéndolo luego por más de 1 segundo (Figura 4). La maniobra que mide Pnas-sniff requiere un esfuerzo máximo de muy corta duración. PREMAX genera el factor de calidad PREMAX, el cual puede tomar valores entre 0 y 100% para las señales de presión bucal, mientras que para la presión inspiratoria nasal (Pnas-sniff) el factor de calidad toma sólo dos valores posibles: óptimo/no óptimo. El usuario puede utilizar este valor para decidir si acepta o no cada maniobra.

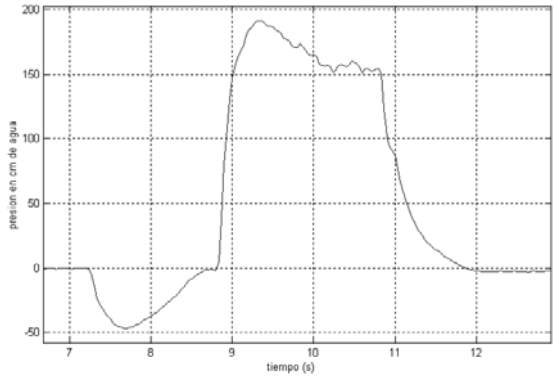


Figura 4: Señal de presión espiratoria bucal tomada por PREMAX (abscisa: tiempo en segundos; ordenada: presión en cm de agua).

Los resultados de cada maniobra son presentados en el display. Luego de cada maniobra de presión espiratoria bucal, PREMAX informa la presión máxima, Pemax (presión media en un segundo de esfuerzo), Meseta (esfuerzo mantenido) y el factor de calidad PREMAX de la maniobra. Al finalizar, PREMAX informa cuál fue la de mejor calidad y la de mayor Pemax. Para presión inspiratoria bucal PREMAX procede análogamente.

Al final de cada maniobra de presión inspiratoria nasal durante el sniff, PREMAX informa al médico los valores de Pnas-sniff (pico de presión o máximo esfuerzo) y la calidad PREMAX de la maniobra (óptima o no óptima). Luego de realizadas todas las maniobras, PREMAX informa cuáles fueron las 3 maniobras óptimas donde el paciente alcanzó un valor estable de Pnas-sniff.

Se obtiene de esta manera el diagnóstico inmediato de las presiones máximas, con PREMAX. En caso de que se deba documentar el estudio en papel (curvas y valores de presión con su factor de calidad) se debe conectar PREMAX a un PC e imprimir el informe, cosa que puede hacerse al final de la jornada o cuando el técnico vuelve a su base en el Hospital.

Comparación de PREMAX con ofertas similares

La oferta mundial de equipos similares es muy limitada y las características de PREMAX son comparativamente muy buenas. Desde octubre de 2003 se realizan protocolos de pruebas clínicas de PREMAX en los Departamentos de Fisiopatología y próximamente en el de Medicina del Deporte del Hospital de Clínicas.

PREMAX se enmarca en una línea de desarrollo de equipos biomédicos del NIB y fue hecho el registro de la propiedad intelectual (Patente en trámite) con derechos transferidos a la Universidad de la República.

Tabla 1: Especificaciones de PREMAX comparadas con la oferta internacional

	GIMASPIR 120 c/modulo para PIMAX / PEMAX	**RPM01** de MICRO-MEDICAL	**PREMAX**	
Origen	ITALIA	INGLATERRA	URUGUAY	
PIMAX / PEMAX	sí	sí	sí	
SNIFF	no	sí	sí	
Transportable	sí	si	sí	
Rango de presiones	sin dato	±300 cm	±350 cm	
Resolución	sin dato	1 cm	1 cm	
Error	sin dato	±3%	±2% FS	
Memoria	hasta 5 maniobras	no	8 pacientes	
Conexión a PC	sí	sí	sí	
Inteligencia	sí	no	sí	
Peso	1,7 Kg	0,2 Kg	3.0 Kg	
Dimensiones (cm)	29,7 x 21 x 9,5	16,5 x 6,35 x 2,54	28 x 20 x 13	
Visualización del esfuerzo	gráfica en la pantalla	no	columna luminosa	
Informe impreso	sí	no	no	
Precio FOB (U$S)	4500 [7] [8]	995 [4] [9]		
			25 unid	100 unid
Costo desarrollo (U$S) / unid			2594	648
Costo de comp. (U$S) / unid			706	630
Costo total (U$S) / unid			**3300**	**1278**

Conclusiones

Mediante el desarrollo de PREMAX se satisfizo la demanda de un equipo portátil que permitiera la determinación ambulatoria de las presiones respiratorias máximas con criterios unificados de calidad. PREMAX almacena las señales para constituir bases de datos con emisión de documentación clínica individual y posibilidad de estudios epidemiológicos. El costo de PREMAX y la aceptación por parte del personal clínico lo señalan como una posible opción de distribución comercial en la región del MERCOSUR.

Referencias

[1] ESTOL, P; PÍRIZ, H; BASALO, S; SIMINI, F; GRELA, C. "Oro-naso-pharyngeal suction at birth: effects on respiratory adaptation of normal term vaginally born infants." J. Perinat. Med; 20(4):297-305, 1992.

[2] SIMINI F., HAIM F., LOBO J., GONZÁLEZ S. "Biomedical Prototype Development in Uruguay: 15 years and lessons learned" WC2003 Sydney, Australia - Agosto 2003

[3] GREEN M., ROAD J., SIECK G.C., SIMILOWSKI T., "Test of Respiratory Muscle Strenght", American Thoracic Society/European Respiratory Society ATS/ERS, Statement on Respiratory Muscle Testing, Am J Respir Crit Carre Med, Vol 166 pp 518-624, DOI: 10.1164/rccm 166.4.518,2002. www.atsjournals.org

[4] MICROMEDICAL. "MicroRPM" http://www.micromedical.co.uk accedido en junio de 2003.

[5] HONEYWELL, "c15_37, Pressure Sensors 140PC Series, Absolute, Differential, Gage, Vacuum Gage/ Amplified", http://www.honeywell.com accedido en enero de 2003.

[6] ALONSO, R.; CIGARÁN, J.; DÍAZ, L.; HURTADO, J.; SIMINI, F.; "MONICLI, Monitor no invasivo para pacientes de CTI", 2002.

[7] GIMA ITALIA. "Diagnostics Instruments", http://www.gimaitaly.com/database_e/Assets/cataloghi/ Diagnostic-instruments2002.pdf accedido en julio de 2003.

[8] PRODUCTOS MÉDICOS DE ANA BLANCA BESTIT MARTÍNEZ. Distribución y suministro de material médico. "Lista de precios". http://www.productosmedicos.net/productos/listaprecios 4.htm accedido en julio de 2003.

[9] MICRODIRECT. "Lista de precios" https://www.securehosting.com/SecureForms/sh100006/ products.htm accedido en junio de 2003.

ELEMENTAL ANALYSIS IN CARIES-FREE TOOTH BY LASER-INDUCED BREAKDOWN SPECTROSCOPY AND EDS

H.P. Souza[1]*, T. Marcondes de Oliveira[2]*, D.D. Toscano[3]*, L.P. Alves[4]*, E. Munin[5]* and M.T.T. Pacheco[6]*

*1 Centro de Ciências da Saúde - Faculdade de Odontologia,
Universidade Federal de Santa Maria (UFSM),
Santa Maria, RS, Brasil, 97212-000
Fone: +55 55 222 3444
*1-6 Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento (IP&D),
Universidade do Vale do Paraíba (UNIVAP),
São José dos Campos, SP, Brasil, 12244-000
Fone: +55 12 3947 1128, Fax: +55 12 3947 1149

e-mail: hanriete@univap.br

]

Abstract: In the present study, the dental tissue composition was investigated in vitro during ablation with Nd:YAG Laser (1,064 nm), by using luminescence spectroscopy of the ablation plume. The objective was to identify the elemental composition of the caries-free dental tissue and to evaluate the possibility of discriminating the enamel from dentin. EDS was used as a complementary method for the analysis. The atomic elements responsible for the optical emission lines present in the acquired spectrum were identified. The following elements were found in both enamel and dentin: Ca, Sr, K, Mg, Mn, P, Zn, Si, F, Fe and H. Main differences between the studied structures originated from the Mn and Mg emissions.

***Palavras Chaves*: LIBS, laser ablation, laser in dentistry**

Introduction

There is a need for precise tissue removal with minimal thermal/mechanical collateral damage in many laser-surgical applications including dentistry.

Such optimization of the laser ablation implies in understanding the physical mechanisms involved in the mass removal process. Published work [1,2] suggests that an ultrashort pulse laser ablation system can meet this need.

Optical spectroscopy stands as a powerful tool to gather information on the physical phenomena involved in the ablation process.

In addition, real time collection of the plasma luminescence generated during the laser ablation process can be used as a sophisticated feedback system to guide laser-assisted surgical procedures, as the spectral signatures can be used to discriminate the type of tissue being hit by the laser [3-5].

A technique called laser induced breakdown spectroscopy (LIBS) can be used for the determination of the relative concentrations of the components of various solid samples, including metallic alloys, insulators, archeological artifacts, and paintings [6]. Differences between several types of biological tissues can also be identified using LIBS [7-10]. The present work reports on the spectroscopic measurement of the ablation plume generated by laser ablation of tooth and the application to the dentin - enamel discrimination during ablation by using the LIBS in caries-free tooth.

Materials e Methods

A Q-switched Nd:YAG laser (Quanta Ray, 1.064 ìm, 10 ns pulse duration) has been fired onto teeth sample targets at an incident angle of 90º from the surface. After focusing with a 40 cm focal length lens, the beam diameter at the sample plane was 0.8 mm, resulting in a laser fluence of 40 J/cm^2.

The plume luminescence was collected by a 600 µm fused silica fiber. The optical emission spectra have been analyzed by means of a 0.5 m spectrograph (Oriel Instruments MS257) furnished with a 300 lines/mm grating blazed at 400 nm which covers the spectral region from 325 nm to 625 nm.

An intensified CCD (Charge Coupled Device) with 256x1024 pixels, with a resolution of about 0.5 nm, was connected at the monochromator detector port. The specified CCD gating capability was 5 ns. The CCD gating and time delay was controlled by a model DG535 delay generator, from Stanford Research.

The wavelength calibration was performed by using lines of a Hg-Cd-Zn calibration lamp (Figure 1).The accuracy of the wavelength calibration is estimated to be 0.5 nm. The fiber was positioned parallel to the sample surface and perpendicularly to the high-energy laser beam, as in Figure 2.

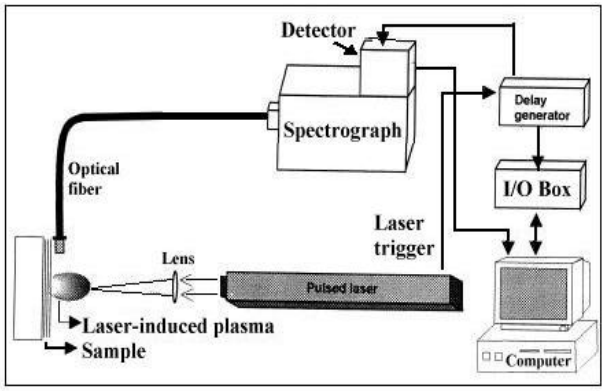


Figure 1: Schematic diagram of the experiment.

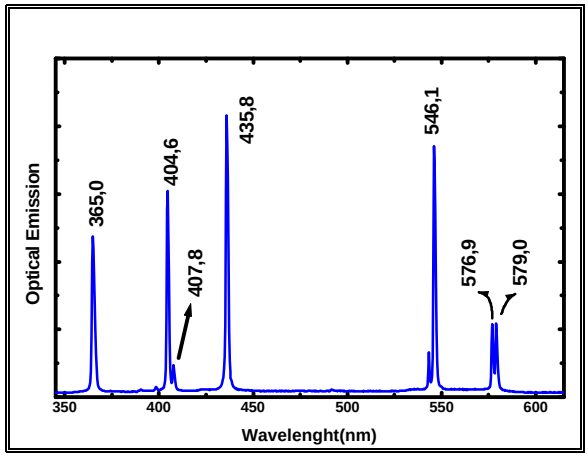


Figure 2: Calibration spectrum from a Hg-Cd-Zn lamp showing lines at: 365,0 nm; 404,6 nm; 407,8 nm; 435,8 nm; 546,1 nm; 576,9 nm; e 579,0 nm.

Freshly extracted, caries-free teeth were used as study samples. LIBS measurements were performed in 30 enamel samples and 30 dentin samples. For the sake of data averaging, to improve the signal to noise ratio, spectra were collected at several different points of the same sample or new sample pieces, were used.

The detector gate width could be measured and adjusted electronically to the desired time window. After adjusting electronically the desired acquisition time window, the laser was fired three times and the accumulated spectra was acquired. The sample was moved to a fresh point for a new acquisition.

The data could than be evaluated for the repeatability and averaged for a better signal to noise ratio.

Results

Various spectra from laser-irradiated teeth were obtained in order to identify the emission lines present in the enamel and dentin. Typical collected spectra are shown in Figure 3.

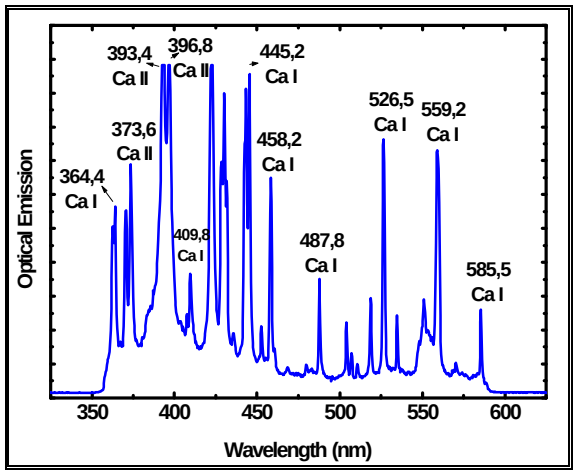


Figure 3: Typical plume luminescence spectra obtained for dentin.

The majority of the emissions lines in Figure 3 correspond to the Ca. Identified Ca lines are 364.4, 373.6, 393.4, 396.8, 409.8, 445.2, 458.2, 487.8, 526.5, 559.2 and 585.5 nm. Some lines, for example, 518.5 nm e 550.9 nm, are likely to be due to the Mg atom. The lines at 534.4 nm resemble P fluorescence lines. The lines of Mn and Mg are very strong mainly after the ablation of the dentin than in the ablation of the enamel, as seen in Figure 4.

It was found that the emission was dominated by Ca with a contribution from P confirmed by the EDS spectra shown in Figure 5.

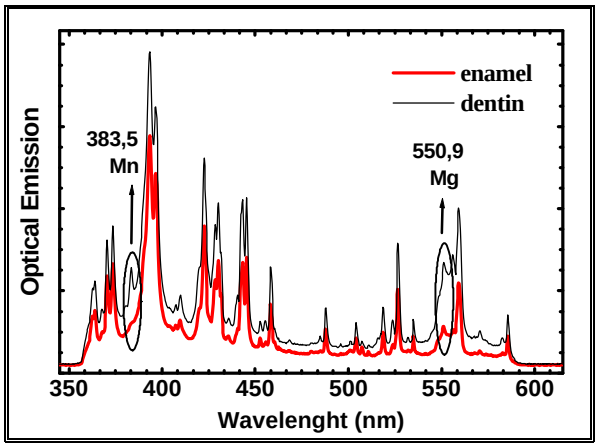


Figure 4: Spectra obtained by LIBS for dentin and enamel. Main differences between the studied structures arise from the Mn (383.5 nm) and Mg (550.9 nm) emissions.

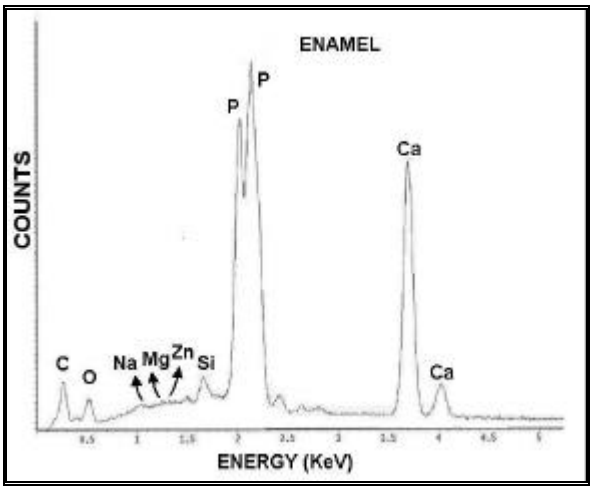


Figure 5: Representative EDS spectrum for enamel.

Discussions

When the tissue is irradiated with a high-energy laser pulse, the optical breakdown on the teeth surface can lead to plasma formation. It is important to note that plasma luminescence due to optical breakdown often precedes the bulk ejection of ablated material from the tissue or occurs simultaneously with ablation. In the later case, it cannot be separated from ablation product luminescence in a gaseous cloud or the particulate plume. Plasma optical breakdown is complete within a few picoseconds after the end of the incident laser pulse.

A great number of spectral lines was detected. The majority of lines found in the same visible spectral region for both, enamel and dentin, and many of lines exactly fit each other. The composition of the spectra observed is complex: the lines are overlapping and may correspond to various atoms, molecules or radicals.

Therefore precise identification of spectral lines is rather difficult. In this work, the Handbook of Chemistry and Physics [11] used for the identification of the atomic emission lines. EDS was used as a complementary method for the analysis and cross-validation of the results.

The set of spectral lines in plume luminescence signal changes depending upon the chemical composition of the tissue. Time resolved luminescence and probe-beam measurements indicate that the bulk mass ejection process is delayed with respect to the optical emission [12].

Conclusion

In conclusion, the atomic elements responsible for the optical emission lines present in the spectra acquired from luminescent plasma generated by laser ablation in enamel and dentin were identified.

The following elements were found in both dental structures: Calcium (Ca), Strontium (Sr), Potassium (K), Magnesium (Mg), Manganese (Mn) Phosphorus (P), Zinc (Zn), Silicon (Si), Fluor (F), Iron (Fe), Sodium and Hydrogen (H). Main differences between the studied structures originated from the Mn (383.5 nm) and Mg (550.9 nm) emissions.

Calcium (Ca) was the element that presented the larger number of emission lines in the studied wavelength range (325 to 625 nm).

Acknowledgements

The authors acknowledge the financial support of the “Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo” – FAPESP, through the grant number #1996/05590-3.

References

[1] FEIT, M.D. *et al*. Physical characterization of ultrashort laser pulse drilling of biological tissue. *Applied Surface Science*. V.127-129, p.869-874, 1998.

[2] LEEUWEN, T.G. VAN *et al*. In: pulse laser ablation of soft tissue. Optical-thermal response of laser-irradiated tissue. New York: Ed. Plenum, p.709-756, 1995.

[3] KIM B.M., FEIT M.D., RUBENCHIK A.M., MAMMINI B.M., DA SILVA L.B., “Optical feedback signal for ultrashort laser pulse ablation of tissue” *Applied Surface Science* 127-129:857-862, 1998.

[4] SATO S., OGURA M., ISHIHARA M., KAWAUCHI S., ARAI T., MATSUI T., A. KURITA, M. OBARA, KIKUCHI M., ASHIDA H. "Nanosecond, High-Intensity Pulsed Laser Ablation of Myocardium Tissue at the Ultraviolet, Visible, and Near-Infrared Wavelengths: In-Vitro Study" *Lasers in Surgery and Medicine* 129:464-473, 2001.

[5] TENG P., NISHIOKA N.S., ANDERSON R.R., DEUTSCH T.F., "Optical Studies of Pulsed-laser Fragmentation of Biliary Calculi". *Appl. Phys. B* 42:73-78, 1987.

[6] SAMEK O., *et al.*, "Clinical Application of laser-induced breakdown spectroscopy to the analysis of teeth and dental materials". *Journal or Clinical Laser Medicine & Surgery*, 18:281-289, 2000.

[7] SAMEK O., *et al.* , "Laser-induced breakdown spectroscopy: a tool for real-time, *in vitro* and *in vivo* identification of carious teeth", *BMC Oral Health* 1(1), 2001.

[8] ORAEVSKY A.A., JACQUES S.L., PETTIT G.H., TITTEL F.K. HANRY PD., "XeCl Laser Ablation of Atherosclerotic Aorta: Luminescence Spectroscopy of Ablation Products", *Lasers in Surgery and Medicine* 168(13), 1993.

[9] KIM, B.M., FEIT M.D., RUBENCHIK A.M., MAMMINI B.M., DA SILVA L.B., "Optical Feedback Signal for Ultrashort Laser Pulse Ablation of Tissue", *Appl. Surf. Science* 127-129: 857-862, 1998.

[10] SERRA P., MORENZA J.L., "Imaging and spectral analysis of hydroxyapatite laser ablation plumes". *Appl Surf Science* 27-129:662-7, 1998.

[11] READER J.; CORLISS C.H. In: *atomic, molecular, and optical physics. CRC Handbook of Chemistry and Physics. A ready-reference book of chemical and physical data*. 71ª ed. Boca Raton: CRC PRESS, 1990. PI.

[12] SOUZA H.P., *Diagnóstico da pluma gerada pela ablação a laser em tecidos biológicos: Dinâmica Temporal e Composição Atômica.* Tese Mestrado. São José dos Campos: UNIVAP, 2003.

BIOMODULAÇÃO POR RADIAÇÃO LASER DE BAIXA POTÊNCIA NA REGENERAÇÃO DE PLANÁRIA *DUGESIA TIGRINA*

S. C. Souza1*, L. P. Alves2*, E. Munin3* e M. A. C. Salgado4.**

* Universidade do Vale do Paraíba (UNIVAP) / Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento (IP&D) São José dos Campos, Brasil.
* * UNESP – Faculdade de Odontologia / Departamento de Biociências e Diagnóstico Bucal, São José do Campos, Brasil

e-mail: sandcristina@yahoo.com.br, munin@univap.br

Abstract: The present study investigates the biostimulating effect of low-energy laser light onto the proliferation of undifferentiated cells (neoblasts) in regenerating planarian (*Dugesia tigrina)*. Three experimental groups were defined: irradiated groups (1 and 3 minutes) and one group not irradiated (control). Histological analyses were performed at the 4th, 7th and 15th days of regeneration. A 685nm diode laser was used as a light source. Our results demonstrate differences in the amount of the stem cell (neoblasts) present in the 4 th day of regeneration in the laser irradiated groups, as compared with the control group, suggesting that the laser radiation increases the proliferative activity in this regeneration stage.
Key words: planarian, low power laser, regeneration, stem cell.

Introdução

Os efeitos do laser de baixa potência sobre o processo proliferativo de diversos tipos de células presentes em diferentes tecidos, como o tecido conjuntivo e tecido ósseo, tem despertado a curiosidade de pesquisadores sobre suas possíveis aplicações como, por exemplo, na engenharia de tecidos [1-5]. Entretanto, a associação do laser de baixa potência com o estudo de planárias, que são invertebrados platelmintos caracterizados por alta capacidade regenerativa, não tem sido contemplada na literatura científica.

A regeneração em planárias tem sido alvo de interesse em diversos estudos, pela busca de respostas às questões que envolvem a origem, o desenvolvimento e reestruturação de seus tecidos perdidos [6-11]. A recomposição estrutural dos tecidos é iniciada com a formação, na região da ferida, de um blastema celular em que células-tronco denominadas neoblastos acumulam-se para, então, originarem os novos tecidos.

Este estudo apresenta como inovação a associação da radiação laser à proliferação de células tronco, denominadas neoblastos, "*in vivo*", em planárias em processo regenerativo.

Material e Método

Planárias da espécie *Dugesia tigrina* foram coletadas de água doce em lago na cidade de Paulínia-SP e mantidas em laboratório a uma temperatura que variou de 19 a 21°C em recipientes plásticos contendo água não clorada, sendo alimentadas, uma vez por semana, com fígado bovino fresco fragmentado.

Foram selecionados 60 animais com perfeita morfologia (1,0–1,4 cm) e estabelecidos três grupos experimentais, sendo um grupo controle não irradiado e outros dois grupos irradiados por um e por três minutos. A amputação dos espécimes foi realizada na região entre cabeça e corpo com o uso de lâmina de bisturi n° 15, sendo utilizado como recurso anestésico um bloco de gelo, recoberto por papel filtro, sobre o qual os animais foram posicionados evitando-se a aderência do animal ao gelo. Imediatamente após o corte, cada amostra foi submetida à irradiação com luz laser que se repetiu a cada 24 h por quatorze dias.

O diodo laser utilizado apresentava uma potência óptica de 35 mW em 685nm. A área iluminada pelo feixe foi 38,5 mm^2, resultando em uma densidade de potência de 0,91 mW/mm^2.

A análise histológica foi realizada em três períodos experimentais: no primeiro, os animais foram sacrificados com quatro dias de regeneração; no segundo com sete dias e no terceiro com 15 dias de regeneração. Após a fixação em solução de Bouin, as amostras foram desidratadas em ordem

crescente de álcoois (70%, 95% e 100%), diafanizadas em xilol e embebidas e incluídas em paraplast (Oxford). Os cortes seriados obtidos com 5 µm de espessura foram corados com hematoxilina-eosina. Os tempos para desidratação e diafanização foram reduzidos para quinze e vinte minutos, respectivamente, em relação aos tempos da técnica convencional, adequando-se aos tecidos desses animais.

Resultados

As figuras 1, 2 e 3 mostram a contagem de neoblastos para os três grupos experimentais para os três períodos estudados (4°, 7°, e 15° dias). A figura 1 mostra que para o quarto dia de regeneração houve notável diferença entre os grupos irradiados e o grupo controle na contagem das células-tronco, sugerindo um aumento na atividade proliferativa celular nos grupos que receberam laser. Quando o tempo de irradiação é aumentado de um para três minutos, observa-se uma redução na contagem dos neoblastos para o grupo três minutos, o que nos permite sugerir a ocorrência de uma dosagem ótima para a bioestimulação de células-tronco em planárias.

Ao sétimo dia de regeneração (Figura 2) estabeleceu-se um equilíbrio na contagem dos neoblastos entre os grupos, possivelmente devido a uma estabilização no processo regenerativo, uma vez que, nesse período, o padrão anatômico da parte regenerante já está completamente formado. O mesmo ocorre para o décimo quinto dia de regeneração (Figura 3) em que o padrão anatômico e a presença de pigmentação evidenciam a proximidade do fim do processo regenerativo.

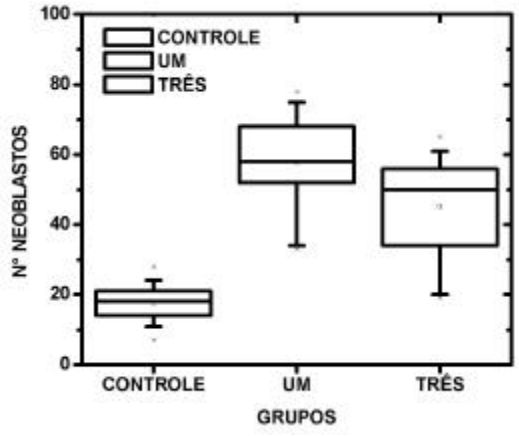


Figura 1: Contagem de neoblastos em área padrão de 6600µm^2 delimitada na imagem do corte histológico da região em regeneração, para os três grupos experimentais, no quarto dia de regeneração.

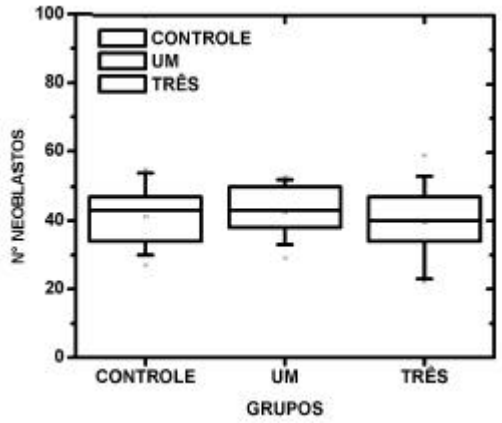


Figura 2: Contagem de neoblastos em área padrão de 6600µm^2 delimitada na imagem do corte histológico da região em regeneração, para os três grupos experimentais, no sétimo dia de regeneração.

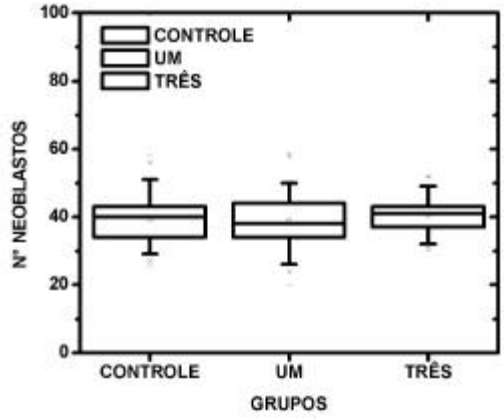


Figura3: Contagem de neoblastos em área padrão de 6600µm^2 delimitada na imagem do corte histológico da região em regeneração, para os três grupos experimentais, no décimo quinto dia de regeneração.

Discussão

A maioria da pesquisas atuais com terapia laser têm enfatizado a bioestimulação celular na reparação de diferentes tecidos [12-15] e em cultura de células [1,3], sendo observado um aumento na atividade proliferativa dessas células. Esses resultados observados nos motivam a investigar o efeito da radiação laser sobre células-tronco. As planárias foram escolhidas como modelo animal neste trabalho por possuírem um grande número de células indiferenciadas dispersas por todo o corpo [6,16,17].

Até esse momento, os autores desconhecem trabalhos referenciados na literatura científica que explorem a fotobioestimulação de células-tronco, bem como, a fotobioestimulação da regeneração em

planária. Portanto, este estudo busca abrir uma nova linha de pesquisa.

O notável aumento na quantidade de neoblastos observado no quarto dia regeneração sugere um aumento na atividade proliferativa dessas células induzido pela radiação laser de baixa potência, efeito também observado em células diferenciadas de diversos tecidos de vertebrados [1-5].

Agradecimentos: Os autores agradecem o apoio financeiro da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, através do projeto # 2001 / 12754-2.

Referências

1. VINCK, E.M., CAGNIE, B.J., CORNELISSEN, M.J., DECLERCQ, H.A., CAMBIER, D.C., "Increased fibroblast proliferation induced by light emitting diode and low power laser irradiation", Lasers Med Sci**,** v.18, p. 95- 99, 2003.
2. SCHAFER, M., SROKA, R., FUCHS, C., SCHRADER-REICHARDT, U., SCHAFER, P.M., BUSCH, M., DÜHMKE E., "Biomodulative effects induced by 805 nm laser light irradiation of normal and tumor cells", J. Photochem. Photobiol. B: Biol., v.40, p. 253-257,1997.
3. KREISLER, M., CHRISTOFFERS, A.B., WILLERSHAUSEN, B., HOEDT, B.D., "Low-level 809 nm GaA1As laser irradiation increases the proliferation rate of human laryngeal carcinoma cells in vitro", Lasers Med Sci**,** v.18, p.100- 103, 2003.
4. NICOLAU, R. A., JORGETTI, V., RIGAU, J., PACHECO,. M. T. T., REIS, L.M., ZÂNGARO, R.A., "Effect of low-power GaAlAs laser (660nm) on bone structure and cell activity: an experimental animal study", Lasers Med Sci., v.18, p.89-94, 2003.
5. OZAWA, Y., SHIMIZU, N., KARIYA, G., ABIKO, Y., "Low-Energy Laser Irradiation Stimulates Bone Nodule Formation at Early Stages of Cell Culture in Rat Calvarial Cells", Bone, v.22, p. 347–354, 1998.
6. ALVARADO, A. S., NEWMARK, P. A., ROBB, S. M. C., JUSTE, R., "The *Schmidtea mediterranea* database as a molecular resource for studying platyhelminthes, stem cells and regeneration", Development**.**, v.129, p.5659-5665, 2002.
7. BUENO, D., BAGUNA, J., ROMERO, R.A, "Central region defined by a position-specific molecule in the planarian *Dugesia (Girardia) tigrina*: spatial and temporal variations during regeneration", Developmental Biology, v.178, p.446-458, 1996.
8. GREMIGNI, V., MICELI,C., PRICCINRLLI, I., "On the role of germ cells in planarian regeneration.I. karyological investigation", J. Embryol Exp.morphol., v.55, p.53-63, Feb. 1980.
9. ITO, H., SAITO, Y., WATANABE, K., ORII, H., "Epimorphic regeneration of the distal part of the planarian pharynx", Dev. Genes Evol., v.211, n.1, p. 2-9, Jan. 2001.
10. KATO, K., ORII, H.,WATANABE, K., AGATA, K., "The role of dorsoventral interaction in the onset of planarian regeneration", Development, v.126, p.1031-1040, 1999
11. KOBAYASHI, C., NOGI, T., WATANABE, K., AGATA, K., "Ectopic pharynxes arise by regional reorganization after anterior/posterior cimera in planarians", Mechanisms of Development, v.89, p.25-34,1999.
12. GUZZARDELLA, G. A., TIGANI, D., TORRICELLI, P., FINI, M., MARTÍN, L., MORRONE, G., GIARDINO, R., "Low-power diodo laser stimulation of surgical osteochondral defects: results after 24 weeks", Artif. Cells Blood Substit Immobil Biotechnol, v.29, n.3, p.235-44, May 2001.
13. SUN, X., ZHU, X., XU, C., YE, N., ZHU, H., "Effects of low energy laser on tooth movement and remodeling of alveolar bone in rabbits", Hua Xi Kou Qiang Yi Xul Za Zhi, v.19, n.5, p.290-3, 2001. Disponível em: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?CMD=search&DB=PubMed.
14. MIRSKY, N., KRISPEL, Y., SHOSHANY, Y., MALTZ, L., ORON, V., "Promotion of angiogenesis by low energy laser irradiation", Antioxid Redox Signal, v.4, n.5, p.735-70, Oct.2002.
15. YER, H.S., WER, C. S., YER, C. L., KAO, Y. H., CHIOU, M. H., "Helium-neon laser irradiation stimulates migration and proliferation in melanocytes and induces repigmentation in segmental-type vitiligo", J. Invest. Dermatol, v.20, n.1, p.5-6, Jan.2003.
16. CEBRIÀ F., BUENO D., REIGADA S., ROMERO R., "Intercalary muscle cell renewal in planarian pharynx", Dev Genes Evol, v.209, p. 249–253,1999.
17. P.A. NEWMARK, A.S. ALVARADO, "Bromodeoxyuridine Specifically Labels the Regenerative Stem Cells of Planarians", Developmental Biology, v. 220, p. 142–153, 2000.

ESTUDO COMPARATIVO ENTRE PROCESSOS DE FABRICAÇÃO DE MODELOS PARA CRANIOPLASTIA

F. H. Monaretti*, C. C. Camilo*, R. R. C. Costa*, E. S. Antunes*, J. Carvalho*, B. M. Purquerio*

*EESC – USP / SEM – LTC, São Carlos, Brasil.

e-mail: fmonaretti@hotmail.com

Abstract: The rapid manufacturing processes have been used intensively on manufacturing of prosthesis and implants. This work presents a comparative analysis between two current processes used to manufacture prosthesis applied on cranioplasty surgery: rapid prototyping using Fused Deposition Modeling (RP-FDM) and milling by Computer Numeric Control (CNC). The results show that models of prosthesis made from CNC milling process present more advantages than made from RP-FDM process.

Key words: **rapid prototyping-FDM, CNC milling, prosthesis, cranioplasty.**

Introdução

O contexto de técnicas e processos de fabricação rápida voltados para bioengenharia sofreu grandes alterações devido à diversidade de produtos desenvolvidos e à crescente complexidade que estes apresentam, fazendo com que as empresas necessitassem desenvolver novos produtos num curto intervalo de tempo. Neste âmbito os programas CAD (*Computer Aided Design*) e CAM (*Computer Aided Manufacturing*), bem como os processos de fabricação rápida têm assumido aspecto importante. O desenvolvimento de produtos utilizando essas técnicas inicia-se, geralmente, com a digitalização de modelos físicos preexistentes, seguido de modelação geométrica do produto através das ferramentas CAD. Após as eventuais alterações ao modelo geométrico existente, pode-se produzir protótipos otimizados com o auxílio de CAM bem como a sua fabricação através de processos com tecnologias de fabricação rápida.

Existem vários processos de fabricação rápida de modelos de peças, a saber: os subtrativos, os aditivos e os conformativos. Os processos subtrativos são baseados na remoção de material, como por exemplo, a usinagem CNC; os processos conformativos são os que comprimem um material semi-sólido ou líquido em um molde até a forma desejada; os processos aditivos, são os que se baseiam na adição de material, como por exemplo, a técnica de prototipagem rápida (PR). Essas técnicas e métodos de fabricação rápida largamente utilizadas na indústria automotiva e aeronáutica vêm sendo empregadas também na área da saúde no processo de fabricação de próteses odontológicas e ortopédicas. Neste trabalho são analisados os métodos de fabricação rápida relacionados com a PR através do método de Modelagem por Deposição Fundida (FDM – *Fused Deposition Modeling*) e a usinagem por fresamento em máquina CNC (Comando Numérico Computadorizado).

A PR é uma técnica que permite a geração de protótipos a partir de modelos conceituais desenvolvidos no sistema CAD que gera os dados necessários para a máquina de PR. A técnica de PR por FDM se baseia na deposição, sobre uma plataforma, de camadas resultantes do aquecimento e semi-fusão de filamentos de material plástico destinado à confecção do modelo. Já na usinagem por fresamento com tecnologia CNC, as informações geométricas e dimensionais contidas em uma peça, são entendidas e processadas pela máquina de usinagem CNC, possibilitando a automação da operação. Atualmente, a utilização do CNC é a saída mais rápida para a solução de problemas complexos de usinagem. A programação dessas máquinas pode ser preparada em sistemas integrados de projeto CAD e fabricação CAM, possibilitando ao operador simplificar e reduzir enormemente o tempo de programação, além de simular o programa CNC para verificar eventuais problemas que poderiam ocorrer durante o tempo real de usinagem.

A partir de imagens de tomografia computadorizada (TC) e/ou ressonância magnética (RM) – métodos de digitalização de modelos físicos – estas são processadas, originando imagens tridimensionais, para serem utilizadas posteriormente associadas às técnicas de fabricação rápida para a construção de protótipos ou modelos em curto espaço de tempo, proporcionando inúmeras aplicabilidades na área biomédica [1, 2, 3]. SALLES et al [4] demonstraram as vantagens obtidas por meio do estudo de modelos odontológicos manufaturados com a PR a partir da TC e/ou RM ressaltando sua importância em um melhor planejamento terapêutico e diminuição do tempo de espera para a cirurgia. Diversos estudos prospectivos sobre casos individuais têm mostrado como um modelo em terceira dimensão pode auxiliar o diagnóstico, facilitar o planejamento da técnica cirúrgica e reduzir o tempo operatório[5, 6, 7, 8]. Alguns autores também relatam sobre a utilização da usinagem em máquina CNC para a criação de modelos ortopédicos [9, 10].

Dentro deste contexto, o presente trabalho mostra um estudo comparativo entre dois processos de fabricação de modelos para cranioplastia. Os processos comparados são o de PR com tecnologia FDM e o de usinagem por fresamento em máquina CNC.

Métodos

O estudo trata da análise comparativa e qualitativa de dois processos de fabricação rápida que podem ser utilizados na produção de modelos para próteses de cranioplastia. O primeiro utilizando uma máquina de PR por FDM, que já é muito empregada para esses fins e o segundo processo, utilizando uma máquina de usinagem CNC por fresamento.

As variáveis analisadas desses dois processos de fabricação são comparadas em termos de desempenho das máquinas de fabricação rápida de cada processo, quanto ao acabamento superficial, custo e flexibilidade do material empregado, precisão geométrica-dimensional do modelo, tempo de fabricação e a complexidade geométrica do modelo, ou seja, analisando o custo-benefício que cada um dos equipamentos de fabricação proporciona.

Prototipagem Rápida– FDM

A Figura 1 ilustra um modelo para prótese craniana feita a partir da tomografia computadorizada da falha óssea no crânio traumatizado. Sua fabricação foi realizada em uma máquina de PR-FDM. A FDM cria modelos físicos a partir de um material termoplástico aquecido, extrudado através de um bico controlado por um computador. A mesa é movimentada para receber o material até que uma fina camada (*slice*) seja formada. A camada seguinte é construída em cima da anterior, e assim sucessivamente, até que o modelo esteja completamente formado. O sistema utiliza uma variedade de materiais, sendo o mais comum o plástico Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS) [11].

O equipamento de PR utilizado para a confecção do modelo foi uma FDM 8000 da empresa americana Stratasys® com capacidade volumétrica de 457 x 457 x 609mm. As imagens tomográficas da falha craniana foram tratadas individualmente através do software OSIRIS® e posteriormente convertidas para o formato IGES para entrada no sistema CAD ProEngineer®, onde foi gerado o modelo virtual (sólido tridimensional) a partir das curvas de cada seção (*slice*). Os dados gerados pelo sistema CAD foram então convertidos para o formato STL e interpretados pelo programa CAM QuickSlice®, também desenvolvido pela Stratasys®, que é também responsável pela operação da máquina FDM.

A Figura 1 ilustra as fases de obtenção da prótese de cranioplastia através deste processo, desde a TC e obtenção das imagens, passando pela fabricação do modelo em PR–FDM e sua moldagem, até a aplicação cirúrgica da prótese.

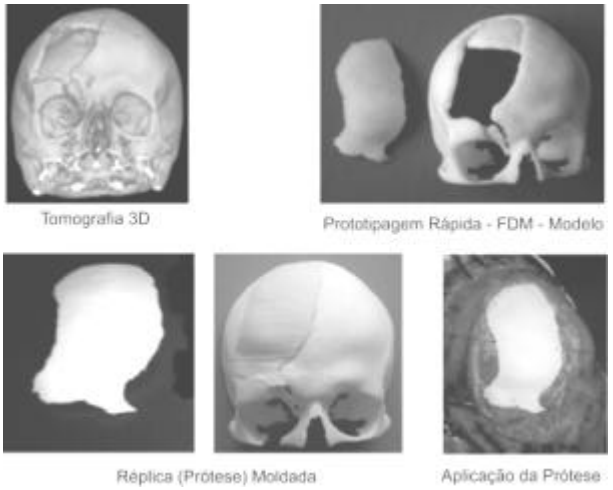


Figura 1: Fases da obtenção e aplicação da prótese.

Usinagem CNC – Fresamento

A construção do modelo para cranioplastia mostrado na Figura 1 pode também ser realizada em uma máquina de usinagem por fresamento com tecnologia CNC. A usinagem CNC por fresamento gera modelos físicos a partir de um bloco de matéria-prima, que pode ser dos mais variados tipos de materiais em estado sólido, sendo os polímeros e os metais, os mais comuns. Através da remoção de material por meio de uma ferramenta específica a cada material, o bloco é usinado até a obtenção da forma desejada. Para a confecção do modelo, a máquina de usinagem CNC por fresamento deve ter no mínimo quatro eixos.

O processamento das imagens nesse processo é similar ao citado anteriormente para o processo PR-FDM citado na Figura 2, com a vantagem de diminuir passos computacionais. As imagens tomográficas podem ser tratadas, através do software OSIRIS® e posteriormente convertidas para o formato IGES para entrada no sistema CAD/CAM Unigraphics®, onde será gerado o modelo virtual (sólido tridimensional) a partir das imagens tomográficas e então interpretados pelo mesmo programa (função CAM), o qual gera automaticamente todo processo de CN para o modelo específico, responsável pela operação da máquina de usinagem.

Os processos de fabricação rápida, utilizados neste trabalho, são ilustrados na figura 2.

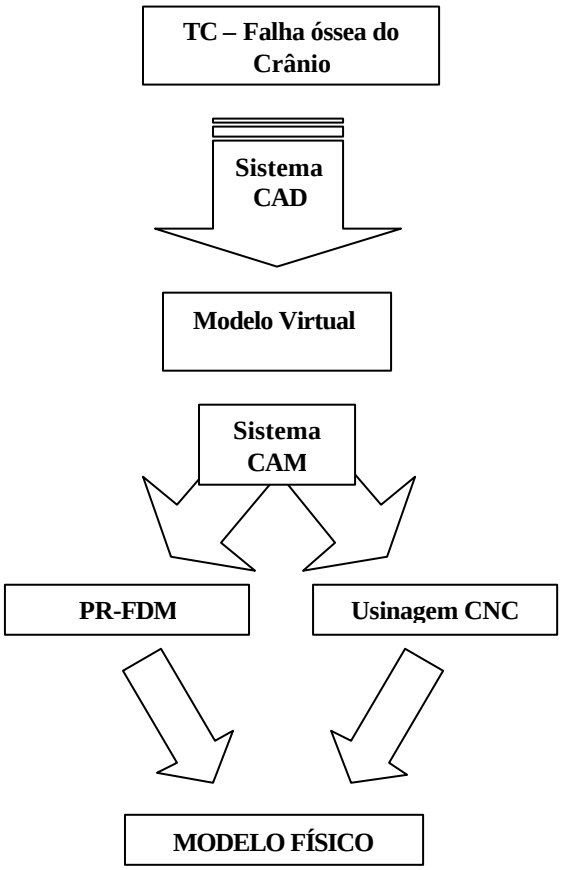


Figura 2: Fabricação Rápida de modelos para cranioplastia.

Resultados

Conforme os processos de fabricação rápida analisados, verificou-se que a fabricação do modelo de cranioplastia através de máquinas de usinagem com tecnologia CNC pode trazer vantagens em relação a PR-FDM quanto ao acabamento superficial, precisão geométrica-dimensional, tempo de fabricação, custo e flexibilidade da matéria-prima. No entanto, através da máquina de PR-FDM, pode-se conseguir melhores resultados, quando os modelos para fabricação apresentam elevada complexidade geométrica.

Discussão

Segundo COELHO [12], apesar das notáveis vantagens a favor da PR-FDM, tais como a possibilidade de obter modelos de elevada complexidade geométrica, existe uma grande preocupação com a precisão geométrica e dimensional dos modelos produzidos por esta técnica, quando comparados aos processos convencionais de fabricação (usinagem CNC).

Com relação ao processamento das imagens dos dois processos, verifica-se uma certa vantagem do processo por usinagem CNC relativamente ao processo realizado por PR-FDM. O primeiro se destaca pela diminuição de passos computacionais, pois o sistema CAD é integrado ao CAM (Unigraphics®), o que não é possível no segundo processo, pois há a necessidade de realizar-se dois passos adicionais, ou sejam a conversão para o formato STL e a utilização e manipulação dos arquivos de imagens em sistemas independentes de CAD e CAM, pois este último é específico do equipamento de PR.

A PR-FDM utiliza uma pequena variedade de materiais para gerar o modelo, sendo que estes são de custo elevado. Já a usinagem CNC possibilita trabalhar com uma grande variedade de materiais em estado sólido, de baixo à alto custo, oferecendo portanto, vantagens econômicas e opções variadas de materiais utilizados pelo equipamento.

O tempo gasto na fabricação do modelo através da PR-FDM pode ser até cinco vezes maior que no processo de usinagem CNC. Portanto, o processo com o equipamento de usinagem CNC possibilita a diminuição do tempo de obtenção do modelo de peça para implante, reduzindo o tempo de espera do paciente para realizar a cirurgia e o tempo de recuperação pós-operatório.

Quanto ao acabamento superficial (rugosidade superficial) do modelo, na PR-FDM existe a limitação da resolução da máquina, o que torna insatisfatório o acabamento superficial do modelo, havendo então a necessidade de eventual acabamento da superfície. Já o modelo gerado a partir da usinagem CNC apresenta um acabamento superficial melhor.

Torna significativo comentar que o custo do equipamento de fabricação de cada processo relatado é a parte integrante de valor mais elevado de cada um dos processos, no entanto não é significativo, neste momento, comentar qual dos equipamentos apresenta maior valor de mercado, pois neste caso, deve-se levar em consideração os aspectos qualitativos ou o custo benefício que cada um dos equipamentos proporciona.

Conclusões

Através dos processos de fabricação rápida analisados, concluí-se que a fabricação do modelo de cranioplastia através de máquinas de usinagem com tecnologia CNC pode trazer vantagens em relação a PR-FDM quanto ao acabamento superficial, precisão geométrica-dimensional, tempo de fabricação, custo e flexibilidade da matéria-prima. No entanto, através da máquina de PR-FDM, pode-se conseguir melhores resultados, quando os modelos para fabricação apresentam elevada complexidade geométrica.

Portanto, pode-se notar, através deste estudo, que a utilização de uma máquina em detrimento da outra se dá pelas características que se deseja inferir ao processo ou ao modelo a ser fabricado.

Enfim, não se pode esquecer das vantagens promovidas ao paciente, sendo este o principal

beneficiado com os processos descritos, então, quando se relata melhorias no processo de fabricação, isto implica em maiores benefícios ao paciente.

Referências

[1] MCGURK, M. et al, "Rapid prototyping techniques for anatomical modelling in medicine", *Ann R Coll Surg Engl*, v.79, n.3, pp.169-174, 1997.

[2] SAILER, H.F. et al, "The value of stereolithographic models for preoperative diagnosis of craniofacial deformities and planning of surgical corrections", *Int J Oral Maxillofac Surg*, v.27, n.5, pp.327-333, 1998.

[3]ARTIS, Internet site address: http://www.artis.com.br , acessado em 09/04/2004.

[4] SALLES, F.A., ANCHIETA, M.V.M., CARVALHO, G.P., "Esteriolitografia auxiliando o planejamento cirúrgico em enfermidades orais", *Revista Brasileira de Patologia Oral*. v.1, n.1, pp.54-60, 2002.

[5] D'URSO, P.S. et al, "Stereolithographic (SL) biomodelling in craniofacial surgery", *British Journal of Plastic Surgery*, v.51, n.7, pp.522-530, 1998.

[6] ERICKSON, D.M., CHANCE, D., SCHMITT, S., et al, "An opinion survey of reported benefits from the use of stereolithographic models", *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, v.57, n.9, pp.1040-1043, 1999.

[7] MORRIS, C.L., BARBER, R.F., DAY, R., "Orofacial prosthesis design and fabrication using stereolithography", *Aust Dent J*, v.45, n.4, pp.250-255, 2000.

[8] ANCHIETA, M., SALLES, F., "44 years of temporomandibular ankylosis", *Proceedings of 16th International Congress and Exhibition*, Paris, France, p. 1120, 2002.

[9] KLEIN, H.M. *et al*, "Pediatric craniofacial surgery: comparison of milling and stereolithography for 3D model manufacturing", *Pediatric Radiology*, v. 22, n. 6, pp. 458-460, Berlin, NY., 1992.

[10] LAMBRECHT, J.T., "3-D modeling tecnology in oral and maxillofacial surgery", (Ed): *Quintessence Publishing*, Illinois, 1995.

[11] HUBINGER, A.Z., CARVALHO, J., LIRANI, J., "Rapid prototyping–concepts, techniques, applications and future trends", *Anais do XV Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica*, Águas de Lindóia, Brasil, 1999.

[12] COELHO, M.A.O., CARVALHO, J., "Estudo da precisão dimensional de modelos médicos construídos através de prototipagem rápida", *Anais 2º Congresso Nacional de Engenharia Mecânica*, código virtual CPB0562, João Pessoa, Brasil, 2002.

SISTEMA PARA MEDIÇÃO DA FORÇA DE CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA DE MIÓCITOS CARDÍACOS ISOLADOS

M.R. Leite*, I. N. Cestari**, I. A. Cestari**

*** Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica EPUSP, São Paulo, Brasil**
**** Divisão de Bioengenharia, Instituto do Coração - InCor, HC-FMUSP,São Paulo, Brasil**

e-mail: cestari@incor.usp.br

Abstract: The objective of this work was to measure isometric force in mechanically isolated cardiac myocytes. The myocytes were attached with silicon glue to a sensitive force transducer (20 v/g) and to a piezoelectric motor, mounted on an inverted microscope. In order to generate maximum contraction, average sarcomere length was determined by means of a Spatial Fourier Transform and adjusted to ~2,2 μm. The myocytes were perfused with solutions varying in free calcium concentrations (4,5 ≤pCa≤9,0). The average isometric force at saturating calcium concentration (pCa=4,5) obtained on 10 myocytes from 2 rats was 28 μN, consistent with values reported in the literature.

***Key words*: isometric force, single myocyte**

Introdução

A contratilidade cardíaca pode ser investigada no coração como um todo ou diretamente no miócito cardíaco [1]. Neste trabalho são apresentados resultados obtidos com a metodologia desenvolvida para o estudo do miócito cardíaco isolado. A célula isolada permite avaliar alguns dos mecanismos intrínsecos envolvidos na geração e regulação da força contrátil devido à redução de influências elásticas da matriz extracelular bem como de células adjacentes, e também pela ausência de efeitos hemodinâmicos e neurohumorais encontrados em vivo [2], [3], [4] e[5].

A manipulação da célula isolada requer o uso de microscópios, transdutores de força sensíveis e micromanipuladores para acesso e fixação da célula. Neste trabalho apresentamos a metodologia desenvolvida para medição da força de contração isométrica de miócitos cardíacos isolados.

Materiais e Métodos

Sistema de medição e aquisição do sinal de força: O sistema, Figura 1, é composto por um microscópio invertido (Nikon TE-300), um transdutor de força capacitivo (modelo 403A, Aurora Scientific, Ontario, Ca), dois micro-manipuladores (micro-manipulador manual MM-33 e micro-manipulador programável MP-285, Sutter Instrument Company, Ca, USA), um sistema de aquisição com conversor A/D (WinDaq, DATAQ Instruments, USA), uma câmara para perfusão de células isoladas (Centro de Engenharia Biomédica-CEB, Unicamp) [6] e um sistema de aquisição de imagens, composto por uma câmara digital CCD (MicroMax 5 MHz, Princenton Instruments, USA) juntamente com o software AIW 2.1 (Axon Instruments, USA). O transdutor de força possui uma sensibilidade de 0,5 mN/V e uma resolução de 100 nN, sendo calibrado com pequenas cargas de massas conhecidas (0,5-50 mg).

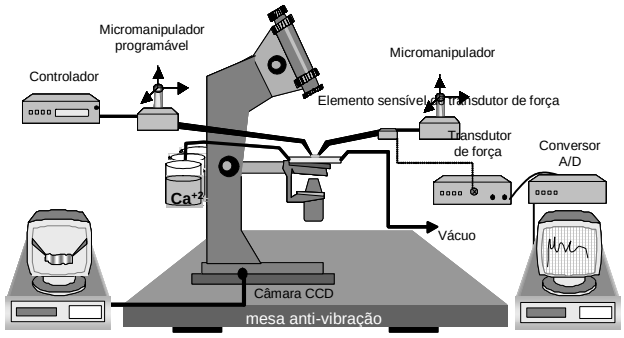


Figura 1: Sistema para medição da força de contração de miócitos isolados

Preparação da amostra: Foram utilizados ratos Wistar machos provenientes do Biotério Central da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, pesando entre 200-300 g. Após anestesia (pentobarbital; 0,5 μm/Kg i.p.) e toracotomia, o coração foi retirado e colocado em uma placa de petri com solução relaxante gelada (100 mM KCl, 10 mM imidazol, 4mM Na_2ATP,1mM $MgCl_2$ e 2mM EGTA) com pH de 7.0 a 22°C. Nesta solução, o ventrículo esquerdo (VE) foi cortado em pequenos pedaços (~ 3-5 mm^2) e homogeneizados em tubos (5 ml) por 5s a 10.000 rpm. O homogenato foi então centrifugado a 120 g por 1 min, o sobrenadante foi removido e as células foram ressuspendidas na mesma solução relaxante [7]. Em seguida as células foram permeabilizadas através de agitação manual com 0,3% de Triton-X100 na solução relaxante e depois lavadas para remoção do detergente.

Fixação do miócito isolado: os miócitos foram fixados utilizando-se uma substância adesiva a base de silicone [7], [8] e [9]. O miócito isolado foi fixado a alfinetes entomológicos em ambas as extremidades para contração isométrica, estando um dos alfinetes acoplado ao transdutor de força e o outro acoplado ao micro-manipulador programável para ajuste do comprimento ótimo dos sarcômeros [2]. Para assegurar uma melhor aderência e aumentar a região de contato, a ponta do micro-alfinete foi pressionada sobre a célula [10]. Após 30 min, a qualidade do selo entre os alfinetes e a célula foi verificada pela suspensão da preparação do fundo da placa e alguns ciclos de estiramento /encurtamento.

Ajuste do comprimento ideal de sarcômero (CS): O comprimento da célula foi ajustado para um comprimento de sarcômero (CS) ótimo de 2,2 μm para geração da força máxima [2]. Foi desenvolvido um método utilizando a Transformada Espacial de Fourier (TEF) para medição do comprimento do sarcômero a partir das imagens digitais das células isoladas. Alguns segmentos da imagem foram selecionados para se obter o perfil de intensidade luminosa (PIL) das bandas A (anisotrópicas) e I (isotrópicas) do miócito [11]. O pico do espectro de potência do PIL representa o ciclo de repetibilidade do estriamento que corresponde ao CS. O sistema foi calibrado com uma régua padrão apresentando resolução espacial com a objetiva de 40x foi de 8,74 pix/μm.

Força ativa de contração: A Figura 2 apresenta esquematicamente a sequência experimental para medição da força ativa de contração. Ocorrendo uma variação da concentração de cálcio no meio, a célula tende a se contrair ou relaxar, mas é impedida pela sua fixação aos alfinetes entomológicos. Esta tentativa de contração ou relaxamento é transmitida ao elemento sensível do transdutor. As células foram estimuladas quimicamente pela variação da concentração de cálcio livre ($pCa = -\log(Ca^{+2})$) na solução de perfusão a 15°C. Foram utilizadas diferentes soluções ativadoras de cálcio (vide Tabela 1) para medição da força de contração. Antes de cada nova medição, as células foram lavadas com solução de pCa = 9. A troca do meio foi realizada rapidamente pela perfusão de aproximadamente 3X o volume da câmara (400 μl) e a perfusão interrompida para minimizar o ruído devido à troca de soluções [12] e [13].

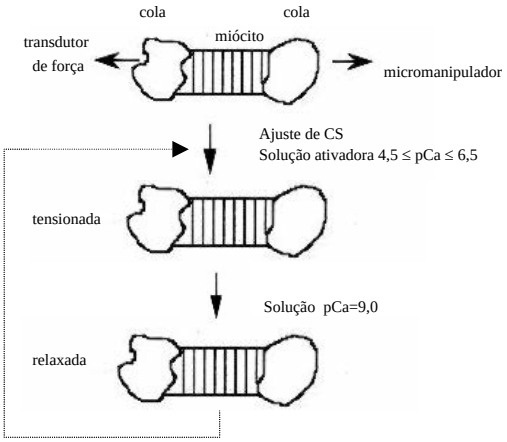


Figura 2: Seqüência experimental para medição da força ativa de contração.

Indução do estímulo: As composições das soluções utilizadas no protocolo experimental, apresentadas na Tabela 1, foram calculadas através de um programa de computador baseado no algoritmo de Fabiato [14], assumindo-se uma constante de estabilidade do complexo Ca-EGTA de $10^{6,35}$. O pH das soluções foi ajustado com KOH para 7,0 a 22°C. Pequenas alíquotas de solução ativadora com diferentes concentrações de cálcio (3ml) foram mantidas congeladas a -20°C até o dia do experimento [9].

Tabela 1: Composição das soluções utilizadas no protocolo experimental

pCa	4,5	5,2	5,5	5,7	6	6,5	9
NA2ATP2 mM	5,49	5,42	5,42	5,41	5,41	5,41	5,41
MgCl2 mM	5,26	5,27	5,27	5,28	5,29	5,32	5,37
EGTA mM	7	7	7	7	7	7	7
Na2CrP mM	14,5	14,5	14,5	14,5	14,5	14,5	14,5
CaCl2 mM	7,01	6,55	6,13	5,71	4,81	2,87	0,02
KCl mM	100,22	101,25	102,1	102,9	104,7	108,5	114,2
KOH mM	24,77	23,92	23,09	22,26	20,5	16,67	11,04
IMIDAZOL mM	20	20	20	20	20	20	20

Análise dos dados: A relação força-pCa foi ajustada por um processo não linear para uma equação de Hill modificada, dada pela equação abaixo:

$$F = F_{\max} \times [Ca^{+2}]^H \Big/ ([Ca^{+2}]^H + [Ca_{50}]^H$$

onde F é a força gerada pelos miofilamentos; $F_{\max}$ é a força gerada com a solução ativadora pCa=4,5; $[Ca_{50}]$ ou pCa_{50} ($-\log[Ca_{50}]$) é o ponto médio da relação conhecido como índice de sensibilidade ao cálcio dado pela concentração de cálcio em que a força é 50 % de $F_{\max}$ e H representa o coeficiente de Hill dado pela inclinação da curva, podendo ser interpretado como o grau de cooperatividade dos miofilamentos [15].

Todos os dados estão apresentados como a média +/- erro padrão. Foi utilizado o teste t para amostras

independentes com um nível de significância de $p<0,05$.

Resultados

A Figura 3 apresenta um miócito isolado típico fixado aos micro-alfinetes.

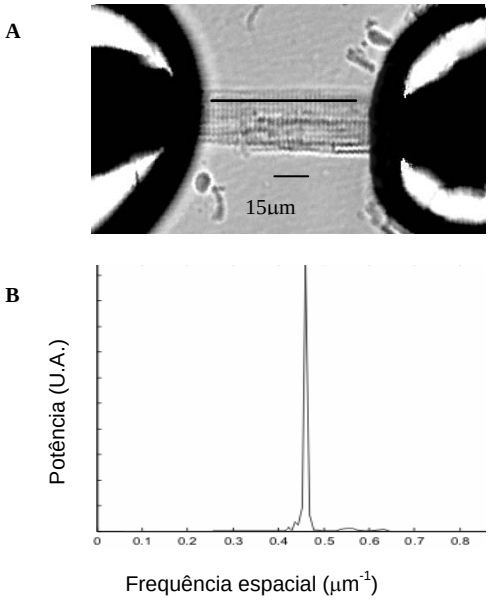


Figura 3. A: miócito cardíaco fixado em meio pCa=9 a 15°C, a linha escura indica o segmento selecionado da imagem para obtenção do perfil de intensidade luminosa (PIL). B: espectro de potência do PIL no qual o pico representa o ciclo de repetibilidade do estriamento que corresponde ao CS de 2.2 µm.

A Figura 4 ilustra registros de força nas diferentes concentrações estudadas. A força máxima de contração (pCa=4,5) a 15°C foi de 28 µN. A Figura 5A apresenta a relação força-pCa normalizada pela força máxima para dois miócitos do mesmo coração e a Figura 5B apresenta a relação força média-pCa obtida em 10 miócitos de dois ratos. A linha contínua representa o ajuste dos dados de acordo com a equação de Hill modificada [16] de onde foram extraídos os índices de sensibilidade ao cálcio e o coeficiente de Hill. A média das relações força-pCa normalizada ajustada por Hill resultou em $[Ca_{50}]$ médio de 2,64 ± 0,10 µM, correspondendo a um pCa_{50} médio de 5,65 ± 0,02. A inclinação da curva (*H*) foi de 4,3 ± 0,3. Não foram observadas diferenças significativas para estes índices entre os animais.

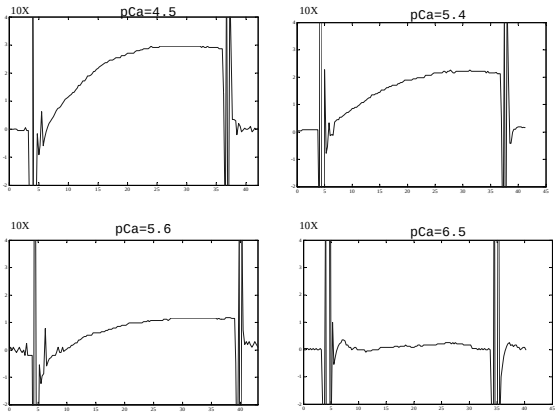


Figura 4: Registros típicos de força de contração isométrica para diferentes pCa's. Os transientes representam o momento de perfusão, tempo (s) e F (µN).

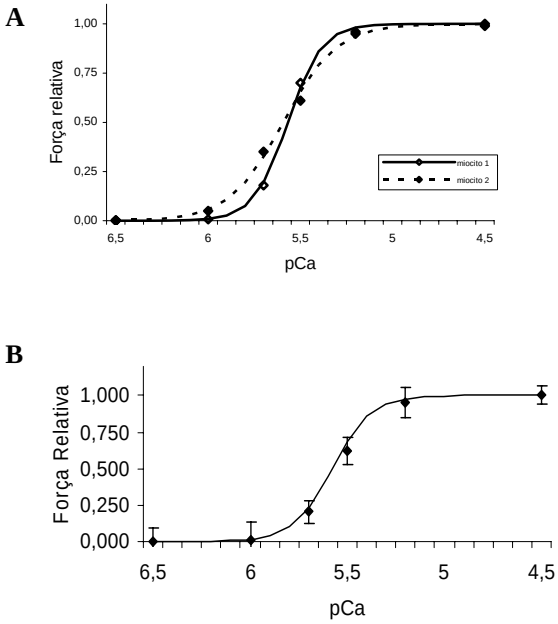


Figura 5. A: Relação força-pCa normalizada para dois miócitos de um mesmo animal. B: Relação força média-pCa normalizada para 10 miócitos de dois ratos. As barras indicam o erro padrão da média e os números indicam o número de observações em cada pCa. Todas as medições foram efetuadas com um CS de 2.2µm.

Discussão e conclusão

O sistema desenvolvido permitiu a medição da força de contração isométrica de miócitos cardíacos isolados. Os resultados obtidos são reproduzíveis e consistentes com outros dados da literatura [8], [9], [10] e [17].

As curvas que expressam a relação força-pCa são geralmente levantadas experimentalmente para verificar se um determinado tratamento altera o mecanismo de Frank-Starling. Neste caso é possível verificar alterações na capacidade de geração de força dos

miofilamentos e sensibilidade ao cálcio em miócitos cardíacos isolados [8], [9], [10] e [17]. Entre as aplicações previstas para a metodologia desenvolvida neste trabalho está o estudo de cardiopatias, avaliação de alterações funcionais resultantes de terapia gênica, no estudo de alterações cardíacas em animais transgênicos, entre outras.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. José W. Bassani por ceder uma câmara de perfusão desenvolvida no Centro de Engenharia Biomédica e registrada no Instituto Nacional da Propriedade Industrial (INPI) sob o Nº 0302.403-2, à FAPESP e à Fundação Zerbini.

Referências

[1] EISNER D. A., ISENBERG G., SIPIDO K. R., "Normal and pathological excitation-contraction coupling in the heart- an overview", *Journal of Physiology*, 546(Pt 1):3:4, 2003.

[2] BRADY A. J., "Mechanical properties of isolated cardiac myocytes" *Physiol Rev.*, 71(2):413-428,1991.

[3] KRUEGER J. W., FORLETTI D., WITTENBERG B., "Uniform sarcomere shortening behavior in isolated cardiac muscle cells" *J.Gen.Physiol.* 76(5):587-607,1980.

[4] ROOS K., BRADY, A., TAN S., "Direct measurement of sarcomere length from isolated cardiac cells" *Am.J.Physiol.*, 242(1):H68-H78,1982.

[5] MUKHERJEE R., CRAWFORD F., HEWETT K., SPINALE, F., "Cell and sarcomere contractile performance from the same cardiocyte using video microscopy"*J.Appl.Physiol.*,74(4):2023-2033,1993.

[6] GOMES P.A, "Aplicação de técnicas de engenharia no estudo de células cardíacas isoladas: Medição de [Ca2+] e limiar de estimulação", Campinas, 1997. Tese de doutoramento – Unicamp.

[7] GARNIER, D., "Attachment procedures for mechanical manipulation of isolated cardiac myocytes: a challenge", *Cardiovasc.Res.*, 28(12):1758-1764,1994.

[8] VELDEN J., KLEIN L., VAN DER B., HUYBREGTS M., STOOKER W., WITKOP J., EIJSMAN L., VISSER C., VISSER, F., STIENEN G., "Force production in mechanically isolated cardiac myocytes from human ventricular muscle tissue", *Cardiovasc.Res.*, 38(2):414-423,1998.

[9] FAN D., WANNENBURG T., DE TOMBE P., "Decreased myocyte tension development and calcium responsiveness in rat right ventricular pressure overload" *Circulation*, 95(9):2312-2317,1997.

[10] CAZORLA O., VASSORT G., GARNIER D., LE GUENNEC J., "Length modulation of active force in rat cardiac myocytes: is titin the sensor?" *J.Mol.Cell Cardiol.*, 31(6):1215-1227,1999.

[11] LEITE M. R., CESTARI I. N., PIRES, M., CESTARI, I.A., "Determinação do comprimento de sarcômeros de miócitos isolados utilizando análise espectral", Anais do CBEB2000 XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Florianópolis, Brasil, 2000,

[12] HELMES M., TROMBITAS K., GRANZIER H., "Titin develops restoring force in rat cardiac myocytes", *Circulation Research*, 79:619-626, 1996.

[13] PALMER R., BRADY A., ROOS K., "Mechanical measurements from isolated cardiac myocytes using a pipette attachment system", *Am.J.Physiol.*,270(2 Pt 1):C697-704,1996.

[14] FABIATO A., "Computer programs for calculating total from specified free or free from specified total ionic concentrations in aqueous solutions containing multiple metals and ligands", *Methods Enzymol.*,157:378-417,1988.

[15] SHINER J. S., SOLARO R., "The hill coefficient for the Ca+2-activation of striated muscle contraction", *Biophys. J.*,46:541-543,1984.

[16] MARQUARDT D. W., "An algorithm for least squeres estimation of non-linear parameters", *J. Soc. Indust. Appl Math*, 11:431-441, 1963.

[17] DIFFEE G., SEVERSEN E., TITUS M., "Exercise Training Increases the Ca2+ Sensitivity of Tension in Rat Cardiac Myocytes", *J.Appl.Physiol*,91:309-315,2001.

EFEITOS DO NaCl SOBRE A ONDA DE DEPRESSÃO ALASTRANTE EM RETINA DE AVE

M. A. Duarte*, M. A. Vasconcelos**, J. D. Scalon* e A. C. G. Almeida*

* UFSJ / DEPEB, São João del Rei, Brasil
** UFSJ / FIQUINE, São João del Rei, Brasil

e-mail: mad@ufsj.edu.br

Abstract: In this work, it was used isolated chicken retina as experimental model to study the effects of the osmolarity on main parameters of spreading depression in chicken retina. It was investigated information about the light scattering changes accompanying the reaction, the wavefront velocity and intensity of the extracellular potential peak. Such parameters could be investigated with video microscopy techniques when the chicken retina was immersed in standard, hypotonic or hypertonic solutions in osmotic equilibrium. The osmolarity of the solutions was changed by the concentration of the NaCl in the range from 60 to 140 mM. The results showed a dependence of these parameters with the NaCl concentration.

***Palavras Chaves*: depressão alastrante, velocidade de propagação, osmolaridade, retina.**

Introdução

A associação de técnicas de vídeo microscopia e registros eletrofisiológicos transformou-se em uma ferramenta poderosa para o estudo de fenômenos complexos, como a Depressão Alastrante (DA) [1]. A onda de DA é caracterizada por uma intensa movimentação iônica entre os meios extra e intracelulares capaz de alterar o espalhamento de luz durante o fenômeno. Duarte *et al.* [2], utilizando técnicas de vídeo microscopia, apresentaram uma técnica experimental e outras computacionais para o estudo do sinal óptico intrínseco durante a onda DA.

Neste trabalho, foram feitos registros do espalhamento de luz na retina, denominado sinal óptico intrínseco, e do potencial extracelular durante a DA. O objetivo deste trabalho foi estudar as relações entre sinais característicos da onda de DA, como a velocidade de propagação, o potencial extracelular e o sinal óptico intrínseco, em função da concentração extracelular de NaCl. Esse estudo utilizou técnicas de vídeo microscopia e técnicas computacionais existentes na literatura [2]. Os registros foram feitos com soluções hipertônicas e hipotônicas, porém, com a retina em condições de equilíbrio osmótico.

Materiais e Métodos

A solução nutriente utilizada para a preparação da retina, baseada na solução descrita por Martins-Ferreira e Oliveira Castro [3], foi denominada de Solução Normal (SN) e possui a seguinte composição em mM: NaCl 100,0, KCl 6,0, $MgCl_2$ 1,5, NaH_2PO_4 1,0, $NaHCO_3$ 30,0, tris 10,0, glicose 20,0 e $CaCl_2$ 1,0. As soluções hipotônicas diferiram da SN somente pela concentração de NaCl fixadas nos valores de 60 e 80 mM. Analogamente, as soluções hipertônicas foram feitas com as concentrações de NaCl em 120 e 140 mM. Em todas as soluções o pH foi ajustado em 7,4.

A perfusão das soluções nutrientes foi feita por meio de uma bomba peristáltica com uma taxa de 1,5 ml/min. Na cuba, as soluções foram mantidas a uma temperatura de $29{,}2 \pm 0{,}2$ ^{o}C (média ± DP).

Por inspeção visual, estimou-se que o equilíbrio osmótico foi atingido através do espalhamento de luz nas camadas da retina. O tempo necessário para que o espalhamento de luz ficasse idêntico àquele nas condições de imersão em solução normal foi de aproximadamente 1,5 h, a partir do início da perfusão.

Foram utilizadas duas fontes de *laser* sendo uma de He-Ne, 2 mW, com comprimento de onda de 632,8 nm (faixa do vermelho), e outra de He-Ne, 5 mW com comprimento de onda de 543,5 nm (faixa do verde).

Para registro do potencial extracelular foi utilizado um microeletrodo de vidro preenchido com solução de NaCl 1,0 M, com ponta de 1,5 μm de diâmetro. A posição do microeletrodo de registro do potencial extracelular foi estimada considerando duas retas paralelas definindo as bordas superior e inferior da Camada Plexiforme Interna (IPL), onde a reta superior é considerada referência para uma medida de distância. Após estimativa da posição do eletrodo, foram descartados os registros referentes a posições externas à faixa central da IPL, admitida como $50 \pm 5\%$ da espessura da camada.

Todos os sinais analisados se referem a retinas que apresentaram velocidades de propagação, sob perfusão com SN, na faixa de 3 a 5 mm/min.

Os procedimentos computacionais utilizados para estimativa das velocidades de propagação das ondas

DAs e amplitudes relativas ao sinal óptico foram idênticos àqueles descritos em Duarte *et al.* [2].

Os resultados experimentais foram submetidos a uma análise de igualdade de médias. Foram utilizados procedimentos baseados no teste t de Student (p = 0,05) e quando da comparação entre mais de dois grupos utilizou-se um procedimento similar ao t de Student, denominado teste de Scheffé, adequado para esse tipo de conjunto de dados.

A Figura 1 apresenta a morfologia típica da seqüência do espalhamento de luz. A seqüência do espalhamento é independente da direção de propagação da onda na retina, sendo o sinal composto por duas fases mínimas, **a** e **c**, e duas máximas **b** e **d**.

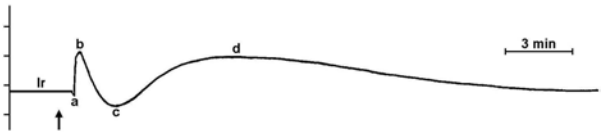


Figura 1: Morfologia padrão da seqüência do espalhamento de luz na retina durante a DA. **Ir** é a amplitude do espalhamento de luz na ausência da onda de DA. O eixo das ordenadas está dividido em unidades arbitrárias e indica a amplitude de luz. A seta vertical indica o instante de aplicação do estímulo. (Adaptada de [3]).

Resultados

Na Figura 2 são apresentadas as amplitudes do potencial extracelular de DAs associadas à concentração de NaCl da solução de perfusão.

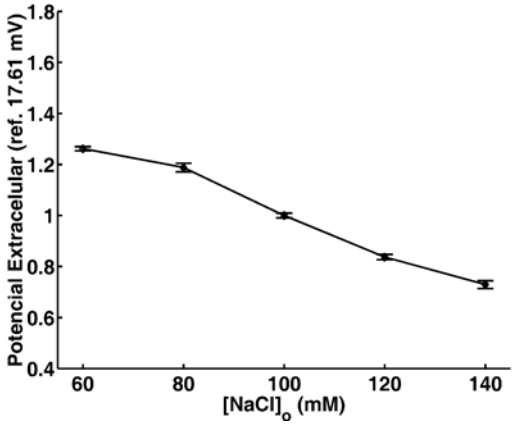


Figura 2: Variação da amplitude do potencial extracelular em função da concentração extracelular de NaCl. Os dados estão na forma de média ± SEM relativas à concentração normal (ref. 17,61 mV).

A amplitude do potencial decresce monotonicamente quando se aumenta a concentração extracelular de NaCl. Na concentração de 60 mM de NaCl houve um aumento de 26% na amplitude do potencial em relação ao potencial de referência da SN. Para a concentração de 140 mM a queda no potencial extracelular foi de 23%. As médias relativas às $[NaCl]_o$ de 120 e 140 mM são estatisticamente iguais entre si e diferentes em relação à SN. As médias relativas às $[NaCl]_o$ de 60 e 80 mM são estatisticamente iguais entre si e ainda diferentes em relação à SN (p = 0,05).

O efeito da variação da concentração de NaCl sobre o IOS foi determinado através da evolução temporal da luz espalhada. Os indicadores dessa influência são as alterações nas amplitudes das fases **b** e **d** do sinal óptico. A amplitude relativa de cada fase foi apresentada em função da variação da concentração de NaCl e o comprimento de onda da luz incidente (Figuras 3 e 4) na forma de valores médios + SEM. Na Figura 3, as colunas escuras correspondem às amplitudes relativas, normalizadas em relação ao valor em SN na faixa do vermelho, enquanto que as mais claras correspondem, analogamente, à faixa do verde. Ao se comparar a amplitudes relativas da fase **b** para as diversas concentrações, observa-se que seu valor é maior para concentrações de NaCl inferiores a 100 mM. Por outro lado, observa-se que a fase **b** reduz sensivelmente sua amplitude quando a concentração de NaCl é maior que 100 mM. Essa característica mostrou ser independente do comprimento de onda da luz incidente. As médias relativas às $[NaCl]_o$ de 120 e 140 mM são estatisticamente iguais entre si e diferentes em relação à SN. As médias relativas às $[NaCl]_o$ de 60 e 80 mM são estatisticamente iguais entre si e ainda iguais em relação à SN (p = 0,05).

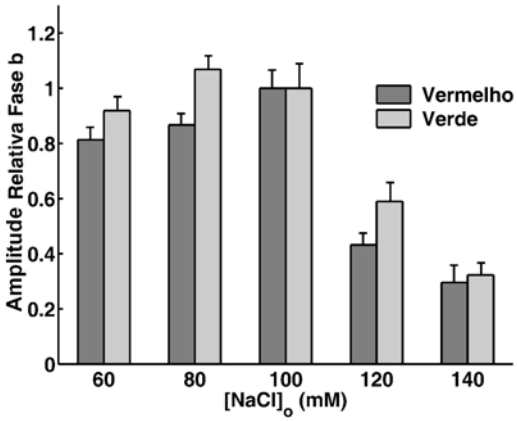


Figura 3: Variação da fase **b** do sinal óptico em função da concentração de NaCl com comprimento de onda da luz incidente nas faixas do vermelho e do verde. Os dados estão na forma de média + SEM relativas à amplitude normal para cada comprimento de onda.

As amplitudes relativas à fase **d** do sinal óptico estão apresentadas na Figura 4. Observa-se que as variações apresentadas por essa fase são diferentes daqueles associados à fase **b**. A amplitude relativa dessa fase é crescente com o aumento da concentração de NaCl independente do comprimento de onda da luz incidente. Na concentração de 60 mM houve uma redução na amplitude de 32% para a faixa do verde e de 27% para a faixa do vermelho. Já na concentração de 140 mM houve um aumento na amplitude de 61% na faixa do

verde e de 37% na faixa do vermelho. As médias relativas às $[NaCl]_o$ de 120 e 140 mM são estatisticamente iguais entre si e diferentes em relação à SN. As médias relativas às $[NaCl]_o$ de 60 e 80 mM são estatisticamente iguais entre si e ainda iguais em relação à SN ($p = 0,05$).

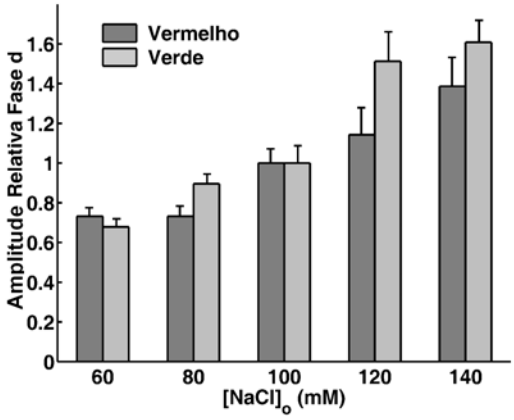


Figura 4: Variação da fase **d** do sinal óptico em função da concentração de NaCl com comprimento de onda da luz incidente nas faixas do vermelho e do verde. Os dados estão na forma de média + SEM relativas aos respectivos valores de amplitude em SN em cada comprimento de onda.

A estimativa da velocidade de propagação de cada onda de DA foi feita com o método descrito em [2]. As ondas foram agrupadas considerando-se a concentração de NaCl e o intervalo de tempo entre as ondas de DA (30 ± 5 min). A aplicação do método resultou em valores médios das velocidades e respectivos SEM conforme mostrado na Figura 5. A velocidade de propagação apresentou um valor monotonicamente decrescente com o aumento da concentração de NaCl. Observa-se que a redução para 60 mM de NaCl resultou em um aumento na velocidade de 62%. Por outro lado, o aumento na concentração de NaCl para 140 mM resultou em uma redução de 44% na velocidade de propagação em relação ao valor normal (SN). As médias relativas às $[NaCl]_o$ de todos os grupos apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si ($p = 0,05$).

Discussão

A Figura 2 apresentou os registros da variação da amplitude dos potenciais extracelulares em soluções com concentrações de NaCl diferentes, após o equilíbrio osmótico ter sido atingido. O valor médio para o posicionamento da ponta do microeletrodo de registro do potencial foi de 52% da IPL. Registros simultâneos de potencial extracelular e de eletrodos íon seletivos apontam para uma relação entre movimentação iônica à frente de onda e o potencial extracelular [4]. Martins-Ferreira *et al.* [5] e Teixeira [6, 7] sugerem a existência de dois mecanismos para a geração do potencial extracelular negativo que acompanha a onda de DA. O primeiro se refere a correntes circulantes passando através de células gliais, que são localmente despolarizadas pela liberação maciça do íon potássio que ocorre à frente de onda. O segundo, e não menos importante, é aquele referente ao potencial de Nernst desenvolvido diretamente através do espaço extracelular sem correntes circulantes. Esse potencial se desenvolveria a partir do gradiente iônico que se forma entre duas regiões, sendo uma com concentração maior (região invadida pela frente de onda de DA) e outra mais distante, com concentração inferior.

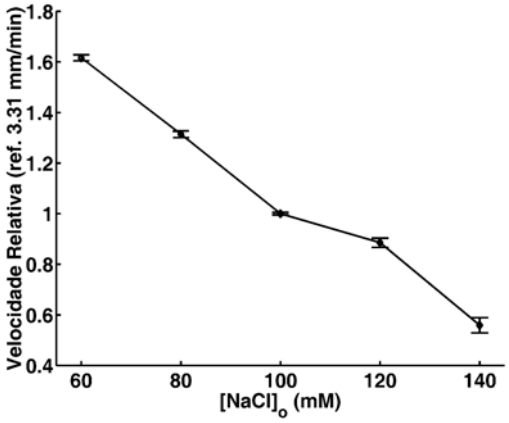


Figura 5: Variação na velocidade de propagação da onda de DA em função da concentração de NaCl. Os dados estão na forma de média ± SEM relativos à velocidade de propagação na condição normal.

A simulação computacional desse efeito [7] sugeriu que a redução na $[Cl^-]_o$, ao reduzir o potencial de Nernst para esse íon, aumenta a excitabilidade neuronal. Esse aumento da excitabilidade implica maiores trocas iônicas durante a despolarização dos terminais. Com o maior influxo de Na^+, Cl^- e Ca^{2+}, e efluxo de K^+, maior será o nível DC do potencial extracelular, como comprovam simulações computacionais [7], estando de acordo com o comportamento observado na Figura 2. Uma vez que a fase b coincide com os pontos críticos das concentrações iônicas e do potencial extracelular [4], e que há dependência inversamente proporcional entre a amplitude da fase **b**, em relação à concentração de NaCl (Figura 3), os resultados sugerem uma relação entre a amplitude desta fase do IOS com a excitabilidade neuronal. Em meios, com baixa concentração de NaCl, observou-se maior excitabilidade [7], correspondendo a uma maior amplitude da fase **b**. Comportamento contrário foi observado para meios com alta concentração de NaCl.

A fase **d** apresentou um comportamento distinto daquele da fase **b**. Os resultados mostram que o valor médio da fase **d** apresenta uma tendência de aumento de sua amplitude desde a concentração mais baixa de NaCl (60 mM) até a mais alta (140 mM), tanto para o comprimento de onda na faixa do vermelho quanto para aquele na faixa do verde. Esta distinção nos resultados parece indicar e confirmar a hipótese de que mecanismos distintos controlam essas duas fases do

sinal óptico [8]. Além disso, os resultados também indicam que os mecanismos de recuperação dos gradientes iônicos do tecido também são afetados em meios de diferentes concentrações de NaCl. Os valores médios da amplitude para concentrações mais altas são estatisticamente diferentes daqueles referentes às concentrações mais baixas.

Os resultados mostrados na Figura 5 apontam para uma relação de variação inversa entre a velocidade de propagação e a concentração de NaCl. Uma redução na concentração de NaCl causa um aumento na velocidade de propagação da onda de DA. Esses resultados são consistentes com outros experimentais da literatura [10]. Essa consistência ainda se mantém ao serem comparados com resultados de simulação feita por Teixeira *et al.* [7]. O aumento na velocidade de propagação decorrente da redução da concentração de NaCl pode ser associada com o aumento da excitabilidade do meio [7]. Um meio mais excitável favorece a movimentação iônica com conseqüente aumento do potencial extracelular e da amplitude da fase **b**. Por outro lado, um meio menos excitável reduz a movimentação iônica implicando em redução do potencial extracelular e da amplitude do espalhamento na fase **b**.

Conclusão

A velocidade de propagação e a amplitude do potencial extracelular apresentaram uma dependência linear com a concentração extracelular de NaCl. Essa dependência pode ser confirmada, na faixa hipotônica e para a velocidade de propagação, pelos resultados de Marrocos e Martins-Ferreira [10]. A dinâmica desses sinais parece confirmar que mecanismos de transporte transmembrânicos distintos podem ser associados às dinâmicas das fases **b** e **d** do sinal óptico. A fase **b** estaria associada à movimentação iônica e a fase **d** estaria associada com processos metabólicos do tecido.

Uma distinção clara vista no sinal óptico, em comparação com dados da literatura, foi aquela relacionada com a amplitude da linha de base do sinal óptico [8]. Fora do equilíbrio osmótico e em meio hipertônico, a retina fica mais opaca implicando em luz retro-espalhada de maior amplitude para a linha de base. Em meio hipotônico e fora do equilíbrio, a retina fica mais transparente resultando em redução da amplitude da linha de base. Em nosso caso, após o equilíbrio osmótico ter sido atingido, a amplitude da linha de base e a evolução do sinal óptico apresentaram dinâmicas similares àquela da condição normal. Ao longo da evolução da onda de DA, alterações significativas nas fases do sinal óptico não foram observadas. As similaridades do sinal óptico no equilíbrio ou fora dele podem significar que, uma vez deflagrado o fenômeno, o estado funcional do tecido modula o espalhamento de luz. Considerando que esse espalhamento é modulado pelos índices de refração relativo e geometria do tecido [9], pode-se supor que estes parâmetros oscilam dentro de faixas de variação similares, independente da osmolaridade no tecido. Se é verdade, o sinal óptico não apresentaria mudança significativa em sua dinâmica, mesmo nas condições experimentais apresentadas.

Agradecimentos

Agradecemos à CAPES pela bolsa de mestrado ao Programa de Pós-Graduação FIQUINE/UFSJ.

Referências

[1] HOLTHOFF K, WITTE O. W., "Recording of neuronal network properties with near-infrared dark-field microscopy and microelectrodes", *Electrochimica Acta*. 42 (20-22):3241-46,1997.

[2] DUARTE, M. A., ALMEIDA, A. C. G., INFANTOSI, A. F. C., BASSANI, J. W. N., "Functional imaging of the retinal layers by laser scattering: an approach for the study of Leão's spreading depression in intact tissue", *J. Neurosci. Methods*. 123:139-51, 2003.

[3] MARTINS-FERREIRA, H., OLIVEIRA CASTRO, G., "Light-scattering changes accompanying spreading depression in isolated retina", *J Neurophysiol*. 29:715-26, 1996.

[4] DO CARMO, R. J., MARTINS-FERREIRA, H., "Spreading depression of Leão probed with ion-selective microelectrodes in isolated chick retina", *An. Acad. Bras. Ciênc.* 56(4):401-21, 1984.

[5] MARTINS-FERREIRA, H., NEDERGAARD, M., NICHOLSON, C., "Perspectives on spreading depression", *Brain Research Reviews*. 32:215-34, 2000.

[6] ALMEIDA, A. C. G., TEIXEIRA, H. Z., DUARTE, M. A., INFANTOSI, A. F. C., "Modeling extracelullar space electrodiffusion during Leão's spreading depression", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(3):450-58, 2004.

[7] TEIXEIRA, H. Z., ALMEIDA, A. C. G., INFANTOSI, A. F. C., VASCONCELOS, M. A., DUARTE, M. A., "Simulation of the effect of Na^+ and Cl^- on the velocity of spreading depression's wave using a simplified electrochemical model of synaptic terminals", *J. Neural Eng.* 1:1-10, 2004.

[8] OLIVEIRA CASTRO, G., MARTINS-FERREIRA, H., GARDINO, P. F., "Dual nature of the peaks of light scattered during spreading depression in the chick retina", *An. Acad. Bras. Ciênc*. 57(1):97-103, 1985.

[9] DUARTE, M. A., Uma técnica para o estudo do sinal óptico intrínseco da depressão alastrante em retina de aves, Tese de D.Sc., UNICAMP, Departamento de Engenharia Biomédica, Campinas, SP, Brasil, 2000.

[10] MARROCOS, M. A., MARTINS-FERREIRA, H., "Effect of Na^+ and Cl^- on the velocity of propagation of the spreading depression in chick retina", *J. Med. Biol. Res*. 23:473-76, 1990.

MODELAGEM COMPUTACIONAL DOS MECANISMOS DE RECUPERAÇÃO IÔNICA DURANTE A DEPRESSÃO ALASTRANTE

H. Z. Teixeira*, A. C. G. Almeida**, A. F. C Infantosi*, A. M. Rodrigues*, M. A. Duarte**

* UFRJ/COPPE/PEB, Rio de Janeiro, Brasil
** UFSJ/DEPEB, São João del-Rei, Brasil

e-mail: hewerson@peb.ufrj.br

Abstract: The aim of this work is a mathematical description of the restoring ionic mechanisms in a compartmentalized electrochemical model of neuronal tissues. This model comprehends the representation of layers of synaptic terminals and glias. Both immersed in an extracellular space where the space-temporal variations of the ionic concentrations were described by electrodiffusion equations. The proposed model is able to represent the basic properties of the spreading depression phenomenon, even the slow extracellular potential shift and suggests mechanisms that are involved in the refractory period like ionic pumps and co-transport mechanisms.

***Palavras Chaves*: Dinâmica iônica, Eletrodifusão, Tecido neuronal.**

Introdução

A Depressão Alastrante (DA) consiste de uma supressão da atividade elétrica cerebral que se propaga em onda a partir do ponto de estímulo para regiões adjacentes do córtex cerebral [1]. Durante esse processo, ocorrem intensas trocas iônicas entre os meios intracelulares neuronais e gliais e o extracelular.

Apesar de haver uma extensa literatura sobre o assunto, ainda não se estabeleceu um consenso sobre os mecanismos envolvidos na DA, nem sobre sua relação com patologias cerebrais. A modelagem matemática neuronal tem sido considerada uma importante ferramenta para o entendimento deste fenômeno. Vários modelos têm sido desenvolvidos objetivando uma compreensão mais detalhada da dinâmica da DA [2-5].

Dentre os mecanismos subcelulares que participam do fenômeno destacam-se os de restabelecimento dos gradientes iônicos. O objetivo deste trabalho é a descrição matemática das bombas de Na^+/K^+ e Ca^{2+}, mecanismos de co-transporte e canais retificadores de entrada de K^+ (CRK), durante a propagação da DA.

Materiais e Métodos

Em nossos trabalhos anteriores [5-6], a descrição compartimentalizada do espaço extracelular consistiu na modelagem das dinâmicas iônicas através de equações de eletrodifusão, onde a variação temporal de concentração de um íon *C*, em mM, foi descrita por:

$$\frac{\partial [C]_o}{\partial t} = \frac{D_C}{\lambda^2}\nabla^2[C]_o + \frac{z_C F D_C}{RT\lambda^2}\vec{\nabla}[C]_o\vec{\nabla}V + \frac{z_C F D_C}{RT\lambda^2}[C]_o\nabla^2 V \quad (1)$$

sendo $C = Na^+, K^+, Cl^-, Ca^{2+}$, D, coeficiente de difusão (cm^2/s), z, valência, F, constante de Faraday (C/mMol), R, constante universal dos gases (mVC/KmMol), T, temperatura (K) e λ a tortuosidade do meio.

Para os terminais pré e pós-sinápticos, além da modelagem dos canais iônicos, apresentada em [5], foram incluídas as descrições das bombas de Na^+/K^+ e de Ca^{2+}, mecanismos de co-transporte K-Cl (KCC) e de compartimentos gliais, que incluem a representação do co-transporte Na-K-2Cl (NKCC) e do CRK (Figura 1).

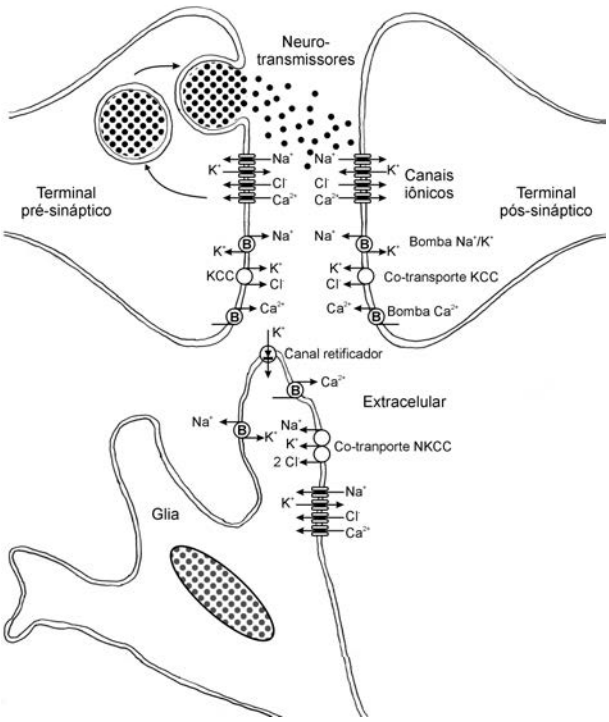


Figura 1: Diagrama esquemático do modelo de DA para terminais sinápticos e glia.

Neste modelo, as membranas sinápticas e gliais são permeáveis aos ions de Na^+, K^+, Cl^- e Ca^{2+}. Para o cálculo do potencial de membrana foi deduzida uma extensão da equação de Goldman-Hodgkin-Katz (GHK) a qual prevê a influência de ions bivalentes [6]:

$$V_m = \frac{RT}{F}\ln\frac{B - A + \sqrt{(A-B)^2 + 4(A+C)(D+B)}}{2(A+C)}, \quad (2)$$

onde,

$A = P_{Na}[Na^+]_i + P_K[K^+]_i + P_{Cl}[Cl^-]_o$, $C = 4P_{Ca}[Ca^{2+}]_i$,

$B = P_{Na}[Na^+]_o + P_K[K^+]_o + P_{Cl}[Cl^-]_i$, $D = 4P_{Ca}[Ca^{2+}]_o$

Os subscritos "*o*" e "*i*" referem-se aos meios extra e intracelular, respectivamente. *P* refere-se à constante de permeabilidade iônica (cm/s) e *Vm* ao potencial de membrana (mV).

A bomba de Na^+/K^+ foi interpretada como um canal iônico [7]. A troca de 3 Na^+ por 2 K^+ foi considerada como o movimento de uma carga positiva através da membrana. Essa carga foi representada por meio de um íon fictício denominado A^+. Essa movimentação de A^+ gera uma densidade de corrente J_A (em A/cm^2), que influencia diretamente o potencial transmembrânico (efeito eletrogênico) e foi calculada a partir da equação de GHK de corrente:

$$J_A = P_A \frac{z_A{}^2 F^2 Vm}{RT}\left(\frac{[A^+]_i - [A^+]_o e^{\left(-\frac{z_A FVm}{RT}\right)}}{1 - e^{\left(-\frac{z_A FVm}{RT}\right)}}\right), \quad (3)$$

O fluxo (mM/s) resultante para Na^+ e K^+ foi expresso por:

$$\phi_{Na,bomba} = 3 \times J_A / (z_A F) \text{ e } \phi_{K,bomba} = -2 \times J_A / (z_A F) \quad (4)$$

As concentrações do íon fictício A^+ foram calculadas analisando-se as reações químicas nos sítios de ligação nas faces intra e extracelular da enzima Na,K-ATPase com os solutos Na^+, K^+, ATP, ADP e fósforo inorgânico, Pi [7]. Dessa forma, obteve-se:

$$[A^+]_i = Kd_i^A [ATPS2]([NaS1]_i)^3([KS1]_o)^2$$
$$[A^+]_o = Kd_o^A [(ADP,Pi)S2]([NaS1]_o)^3([KS1]_i)^2, \quad (5)$$

onde [ATPS2] e [(ADP,Pi)S2] são as concentrações dos compostos ATP e (ADP,Pi) ligados ao sítio S2 e $[NaS1]_i$, $[NaS1]_o$, $[KS1]_i$ e $[KS1]_o$, as concentrações dos compostos iônicos ligados aos sítios S1. Kd_i^A e Kd_o^A são constantes de dissociação (em mM^{-5}).

O efeito eletrogênico da bomba sobre o potencial transmembrânico é equivalente ao efeito de um íon monovalente, implicando em alterações dos termos *A* e *B* da equação 2 para:

$$A = P_{Na}[Na^+]_i + P_K[K^+]_i + P_{Cl}[Cl^-]_o + P_A[A^+]_i$$
$$B = P_{Na}[Na^+]_o + P_K[K^+]_o + P_{Cl}[Cl^-]_i + P_A[A^+]_o$$

A bomba de Ca^{2+} foi modelada nos mesmos moldes da bomba de Na^+/K^+. Dessa forma, admitindo-se a existência de um íon fictício CA^{2+}, obteve-se:

$$[CA^{2+}]_i = Kd_i^{CA}\frac{[ATP]}{[ATP]+X}\cdot\frac{[Ca^{2+}]_i}{[Ca^{2+}]_i + Y}$$
$$[CA^{2+}]_o = Kd_o^{CA}\frac{[ATP]}{[ADP,Pi]+Z}\cdot\frac{[Ca^{2+}]_o}{[Ca^{2+}]_o + W}, \quad (6)$$

onde,

$$X = Kd^{ATP}\left(1 + \frac{[ADP,Pi]}{Kd^{ADP,Pi}}\right), Y = Kd_i^{Ca}\left(1 + \frac{[Ca^{2+}]_o}{Kd_o^{Ca}}\right),$$
$$Z = Kd_i^{ADP,P}\left(1 + \frac{[ATP]}{Kd^{ATP}}\right), W = Kd_o^{Ca}\left(1 + \frac{[Ca^{2+}]_i}{Kd_i^{Ca}}\right)$$

onde *Kd* representa a constante de dissociação.

O fluxo de Ca^{2+} pôde ser deduzido a partir da equação 3. O efeito eletrogênico da bomba sobre o potencial transmembrânico é equivalente ao efeito de um íon bivalente. Portanto, os termos *C* e *D* da equação 2 foram alterados para:

$$C = 4(P_{Ca}[Ca^{2+}]_i + P_{CA}[CA^{2+}]_i)$$
$$D = 4(P_{Ca}[Ca^{2+}]_o + P_{CA}[CA^{2+}]_o)$$

A atuação da bomba de Na^+/K^+ é importante para o correto funcionamento dos co-transportes que promovem a regulação da concentração intracelular do Cl^-. Esses transportes, apesar de operarem contra gradientes de concentração, são eletroneuros. Nos co-transportes KCC, presentes em neurônios, o Cl^- é trocado pelo K^+ que foi bombeado pela bomba de Na^+/K^+. Nos co-transportes NKCC, presentes em células gliais, o influxo iônico é mantido pelo Na^+, que foi acumulado no meio extracelular pela bomba de Na^+/K^+. A partir das reações químicas entre os ions e os co-transportes, o fluxo iônico foi descrito por [7]:

$$\phi_{KCC} = \frac{Q_{KCC}([K^+]_i[Cl^-]_i - [K^+]_o[Cl^-]_o)}{c_K^{KCC} c_{Cl}^{KCC}}$$
$$\phi_{NKCC} = \frac{Q_{NKCC}([Na^+]_i[K^+]_i[Cl^-]_i^2 - [Na^+]_o[K^+]_o[Cl^-]_o^2)}{c_{Na}^{NKCC} c_K^{NKCC} c_{Cl}^{NKCC}}, \quad (7)$$

onde,

$$c_K^{KCC} = (Kd^{KS1} + [K^+]_i + [K^+]_o)$$
$$c_{Cl}^{KCC} = (Kd^{S2Cl} + [Cl^-]_i + [Cl^-]_o)$$
$$c_{Na}^{NKCC} = (Kd^{NaS1} + [Na^+]_i + [Na^+]_o)$$
$$c_K^{NKCC} = (Kd^{KS2} + [K^+]_i + [K^+]_o)$$
$$c_{Cl}^{NKCC} = (Kd^{S3Cl} + [Cl^-]_i + [Cl^-]_o)^2$$

sendo Q_{KCC} e Q_{NKCC} (mMol/scm), constantes de proporcionalidade, *Kd*, constantes de dissociação e S1, S2 e S3, sítios de ligação.

Além do co-tranporte NKCC, a glia conta com a atuação de CRK. No modelo, o fluxo no canal retificador, ϕ_{rect}, pôde ser deduzida da equação 3 aplicada ao íon K^+. A permeabilidade do canal, P_{rect}, foi calculada de acordo com [8]:

$$P_{rect} = \frac{c}{1 + e^{\left(\frac{Vm - E_K - V_h^R}{S^R}\right)}}, \quad (8)$$

sendo E_K, o potencial de Nernst para K^+ (mV), *c*, o fator de escala (cm/s), V_h^R (mV), a voltagem na qual a condutância é metade do máximo e S^R (mV), a medida da taxa na qual a condutância altera com a voltagem.

O efeito eletrogênico do canal retificador foi incluído alterando-se os termos *A* e *B* da equação 2:

$$A = P_{Na}[Na^+]_i + (P_K + P_{rect})[K^+]_i + P_{Cl}[Cl^-]_o + P_A[A^+]_i$$
$$B = P_{Na}[Na^+]_o + (P_K + P_{rect})[K^+]_o + P_{Cl}[Cl^-]_i + P_A[A^+]_o$$

As concentrações iônicas foram inicializados com os seguintes valores (mM): $[Na^+]_o$ = 142, $[K^+]_o$ = 4, $[Cl^-]_o$ = 103, $[Ca^{2+}]_o$ = 1, $[Na^+]_i$ = 18,14, $[K^+]_i$ = 140, $[Cl^-]_i$ = 16,21 e $[Ca^{2+}]_i$ = 0,05.

O tecido foi representado por uma rede tridimensional de compartimentos, constituída por 15 níveis de planos sobrepostos, com 201×201 compartimentos (Figura 2). Cada compartimento possui 10,5 μm de aresta e o passo de iteração Δt foi fixado em 0,02 s. Os compartimentos dos nove planos centrais contêm a estrutura apresentada na Figura 1. Nos dois níveis acima e abaixo dos planos centrais há apenas a representação do meio extracelular. Cobrindo toda a estrutura, foram acrescentados dois planos, que constituem a condição de contorno associada ao efeito da solução de perfusão. A aplicação do estímulo (pulso Gaussiano de $[K^+]_o$), cuja descrição encontra-se detalhada em [5], foi feita no plano central da rede.

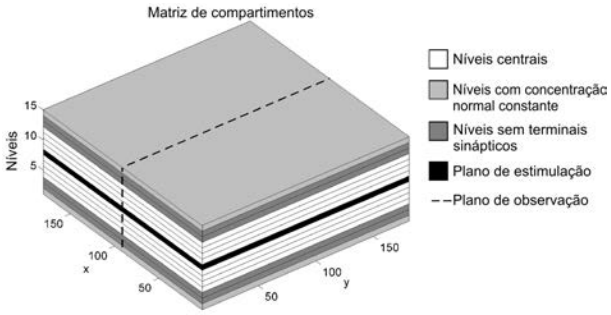


Figura 2: Representação esquemática da estrutura matricial do modelo consistindo de 15 planos com 201×201 compartimentos cada.

O programa de simulação foi implementado em linguagem Fortran 95. Os valores dos parâmetros adotados encontram-se descritos em [5-7].

Resultados

A simulação da propagação do potencial extracelular, que é normalmente registrado em experimentos de DA, em resposta a um estímulo, é apresentada na Figura 3. A velocidade calculada para a onda foi de 5,18 mm/min.

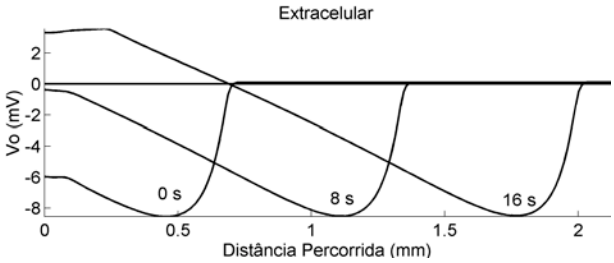


Figura 3: Propagação da onda de potencial extracelular em uma linha central da rede de compartimentos.

O modelo permite prever as movimentações iônicas no meio extracelular, nos terminais sinápticos e nas glias e seus respectivos potenciais transmembrânicos, durante a DA. Na Figura 4, pode-se comparar as simulações com registros experimentais realizados no espaço extracelular de cerebelo. Nesta mesma simulação, porém para um período de tempo de 12 min (Figura 5), nota-se que, embora as concentrações iônicas e potencial extracelulares tenham retornado ao repouso no decurso de 2 min, esses mesmos parâmetros, previstos para os meios intracelulares de terminais sinápticos e glias, apresentam um excursão que pode durar até 10 min. As morfologias invertidas das dinâmicas das concentrações de K^+ intracelular para terminais sinápticos e gliais, mostram que o efluxo desse íon nos terminais corresponde ao influxo para as glias e vice-versa.

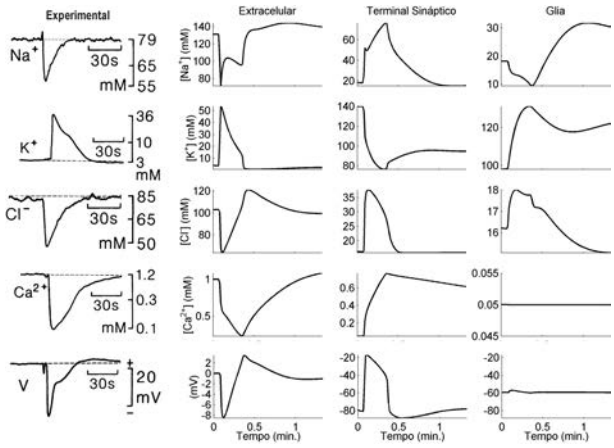


Figura 4: Evolução temporal das concentrações de Na^+, K^+, Cl^- e Ca^{2+} e potencial no meio extracelular: (a) experimental (modificado de [9]) e (b) simulação. As simulações para os meios intracelulares referentes aos

terminais sinápticos e glias são apresentadas em (c) e (d), respectivamente.

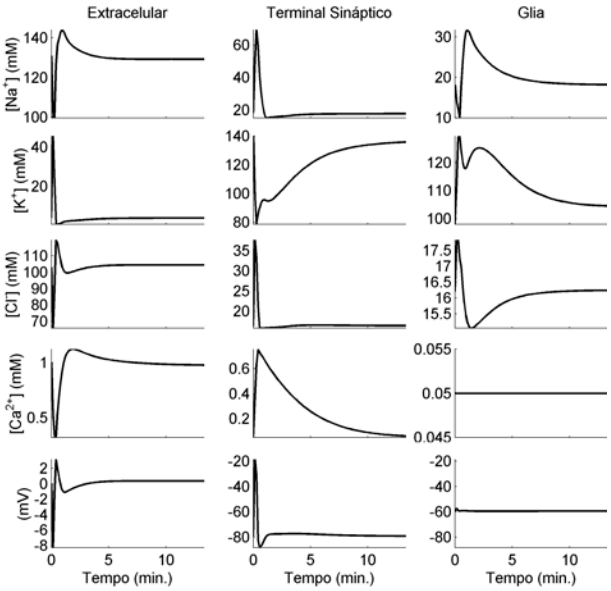


Figura 5: A mesma simulação da evolução temporal das concentrações de Na^+, K^+ Cl^- e Ca^{2+} e potencial referentes ao meio extracelular e o intracelular de terminais sinápticos e de glias, porém, mostrando os dez minutos subseqüentes ao término dos eventos observados no extracelular.

Discussão e Conclusão

A característica marcante da DA [1], sob condições fisiológicas normais, é a variação lenta do potencial extracelular, com duração da ordem de 2 min e amplitude da ordem de -10 mV, além da velocidade de propagação no entorno de 3 mm/min [10]. Tais características podem ser observadas na simulação do potencial extracelular durante a DA. Concomitante a esta variação lenta do potencial, investigações experimentais [11] constataram aumento na concentração extracelular de K^+ e redução nas concentrações de Na^+, Cl^- e Ca^{2+}. Os valores normais desses parâmetros recuperam-se após 2 min a partir da frente de onda da DA. As simulações demonstram que o mesmo tipo de excursão temporal é reproduzido pelo modelo. Além disso, indicam a possibilidade de prever as variações de concentrações e potenciais intracelulares dos terminais sinápticos e glias, cujas medidas são ainda de difícil realização experimental.

A diferença prevista pelo modelo entre a duração dos eventos extra e intracelulares suscita a ocorrência de mecanismos que sustentam o período refratário da DA. Uma vez que os mecanismos envolvidos no modelo, durante esse processo, são basicamente aqueles de recuperação dos gradientes iônicos, sugere-se a importância das bombas iônicas e dos co-transportes para o período refratário. Há uma interação entre esses mecanismos acoplando as trocas iônicas entre os espaços intracelulares neuronais e gliais. Tal assertiva se aplica no caso do efluxo de K^+ dos terminais sinápticos corresponder ao influxo desse mesmo íon para as glias, e de forma análoga quando em sentidos inversos. Há, portanto que se considerar a hipótese de que o K^+ absorvido pelas glias é oriundo dos terminais sinápticos. Seu lento retorno, promovido pela liberação glial, deve contribuir para o aumento do período refratário.

Referências

[1] LEÃO, A. A. P., "Spreading depression of activity in cerebral cortex", *J. Neurophysiol.* 7:359-90, 1944.

[2] TUCKWELL, H. C., MIURA, R. M., "A mathematical model for spreading cortical depression", *Biophys. J.* 23(**2**):257-76, 1978.

[3] SHAPIRO, B. E., "Osmotic forces and gap junctions in spreading depression: a computational model", *J. Comput. Neurosci.* 10(**1**):99-120, 2001.

[4] KAGER, H., WADMAN, W. J., SOMJEN, G. G., "Conditions for the triggering of spreading depression studied with computer simulations", *J. Neurophysiol.* 88(**5**):2700-12, 2002.

[5] ALMEIDA, A. G. C., TEIXEIRA, H. Z., DUARTE, M. A., et al., "Modeling extracellular space electrodiffusion during Leão's spreading depression", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 51(**3**):450-8, 2004.

[6] TEIXEIRA, H. Z., ALMEIDA, A. C. G, INFANTOSI, A. F. C., et al., "Descrição matemática da dinâmica iônica em tecidos neuronais", *Rev. Bras. Eng. Biomed.* 17(**2**):85-96, 2001.

[7] RODRIGUES, A. M., Modelo eletroquímico de atividades epileptiformes sustentadas por modulações não-sinápticas, Dissertação de M. Sc., FIQUINE/ UFSJ, São João del-Rei, Brasil, 2003.

[8] NEWMAN, E. A., "Inward-rectifying potassium channels in retinal glial (Müller) cells", *J. Neurosci*. 13(**8**):3333-45, 1993.

[9] NICHOLSON, C., "Comparative neurophysiology of spreading depression in the cerebellum", *An. Acad. Bras. Cienc*. 56(**4**):481–94, 1984.

[10] MARTINS-FERREIRA, H., "Spreading depression in the chicken retina", in: OOKAWA, T. (Ed): *The brain and the behavior of the fowl*, Tokyo, Japan, Scientific Societies Press, pp. 317-33, 1983.

[11] DO CARMO, R. J., MARTINS-FERREIRA, H., "Spreading depression of Leão probed with ion-selective microelectrodes in isolated chick retina", *An. Acad. Bras. Cienc.* 56(**4**):401-21, 1984

EVENT-RELATED POTENTIAL STUDY FOR INCONGRUOUS VERB-COMPLEMENT MERGE IN BRAZILIAN PORTUGUESE

M. Cagy*, A. F. C. Infantosi*, A. I. França** and M. Lemle**

* Federal University of Rio de Janeiro/Biomedical Engineering Program, Rio de Janeiro, Brazil
** Federal University of Rio de Janeiro/Department of Linguistics

e-mail: mcagy@peb.ufrj.br

Abstract: **An automatic ERP latency and amplitude estimator was developed to help in the statistical study of the long-latency wave N_{400} in a set of 27 volunteers. Stimulation consisted of 80 experimental sentences (40 congruous and 40 incongruous) generated in Brazilian Portuguese, being EEG simultaneously acquired at 20 derivations. Peak-to-peak N_{400} amplitude was significantly augmented ($\alpha = 5\%$) due to incongruence in derivations F_3, F_z, T_3, C_3, C_z, T_5, P_3 and P_z. Results also indicated high inter-individual variability in ERP waveforms. This finding does not support the common use of the grand-average procedure. It suggests that more sophisticated signal processing techniques should be applied in ERP studies on neurolinguistics.**

***Keywords*: Event-related brain potentials; Verb-complement merges; Averaging; N_{400} Identification.**

Introduction

Long-latency evoked potentials occur usually after 100 ms post-stimulus and behave according to the context of stimulation, hence being named Event-Related Potentials (ERP). A negative-going ERP peaking at around 400 ms post-stimulus (N_{400}) is enlarged due to semantic violations coinciding with the merge operation between the verb and its complement [1]. This phenomenon has been widely described as a consequence of increased difficulty in morpho-syntactic integration due to the semantic anomaly [2,3].

Three parameters from the resulting averaged waveform are usually analysed in order to characterize the N_{400}: latency, amplitude and topographic (spatial) distribution [4]. The latency of the cortical response is referenced to a specific instant in time (for example, the target stimuli presentation) and usually ranges from 300 to 500 ms. Amplitude is commonly related to the level of facility to perform morpho-syntactic integration [5,6]. Thus, it can also be seen as the inverse function of context: the least supporting context for semantic satisfaction: the larger amplitude of the waveform as a direct result of the integration challenge [7]. Amplitude is also inversely correlated with recency and priming effects. Topography is usually reported as centro-parietally distributed in visually stimulated experiments and more diffuse in acoustic ones [8].

In previous paper the standard N_{400} experiment was diversified by testing less commonly explored contexts required by verb-complement integration in order to assess the neurophysiology of different merge operations [9]. With this aim, the grand-averaged waveform itself (for 25 subjects) was obtained [2,10]. Then it was visually analysed regarding to the morpho-syntactic tasks underlying the three types of merge operations studied.

In the present work an automatic ERP latency and amplitude estimator is proposed to help in statistical analysis of individual N_{400} waveforms. An example is then presented concerning to the condition of local verb-complement merge.

Materials and Methods

Casuistic

A computerized grammaticality judgment test was presented to 27 right-handed volunteers (14 males). All volunteers were within the 18-39-age bracket (mean age, 26.3 years), had a college education (complete or partial) and were previously screened for systemic diseases and for the current use of antidepressants.

Stimulation Protocol

Stimulation consisted of sentences involving the most studied type of verb-argument combinations: the local one. The verb finds its argument right beside it. Incongruence is established by the local incompatibility between the selectional verb's requirements and the semantic properties of the complement. The following sentences exemplify, respectively, congruous and incongruous merges:

Minha	professora	leu	um	livro
(*My*	*teacher*	*read*	*a*	*book*)
Meu	primo	rasgou	a	geladeira.
(*My*	*cousin*	*tore*	*the*	*fridge*)

Volunteers were visually stimulated by 80 experimental sentences (40 congruous and 40 incongruous) and 80 distractor sentences (40 congruous and 40 incongruous), all in Brazilian Portuguese, displayed in a pseudo-random manner. The distractors were mixed with the experimental stimuli and were formulated not to present the same types of selection as

those in the target stimuli. For instance, some distractors included intransitive verbs or subordinate clauses, despite having the same number of words as the experimental sentences.

Each word was centrally displayed on the monitor for 200 ms, formatted with white, 14-point, *Times New Roman* font over a black screen (1024 x 768 resolution in a 17' monitor). Further details can be found in [9].

EEG Acquisition

EEG signal was recorded continuously during the whole experimental session from 20 unipolar derivations. Silvertip electrodes were positioned according to the International 10-20 System, with linked-mastoid reference and ground at FP_z.

Electrode impedance was controlled to normal values (for EEG, lower than 10 kΩ). Signal was amplified (gain = 18,000) and treated with low-pass (cut-off frequency of 32 Hz) and high-pass filtering (1.6 Hz). All EEG derivations were digitised with a sampling frequency of 200 Hz (12-bit analog-to-digital resolution) and were stored for off-line processing.

ERP Waveform Estimation

The original signal of each subject was segmented into epochs with 800 ms duration triggered by the onset of the target words. Then, an algorithm for artefact rejection was applied to each signal epoch. This algorithm consisted of a simple comparison to a threshold, defined as 1.35 times the Root Mean Squared (RMS) value of an artefact-free individual EEG raw signal. The epochs that presented any sample with module above this threshold were eliminated.

The ERP was then estimated by coherently averaging the epochs relative to congruous (or incongruous) EEG response for each electrode site of a subject. Hence, ERPs were time-locked to the onset of the stimulus-trigger for each of the two conditions (congruous and incongruous). A 200 ms pre-stimulus interval was set as a baseline. Individual ERPs were then low-pass filtered (cut-off frequency of 7 Hz, 2nd order Butterworth, applied bi-directionally for obtaining null phase frequency-response, i.e. no phase distortion). Figure 1 shows the resulting ERPs for one of the volunteers, where thick and thin lines refer to incongruous and congruous sentences respectively. Negative waves are plotted upward in accordance with ERP literature. Waveforms varied considerably among volunteers making the individual N_{400} recognition a difficult task.

Automatic N_{400} Marker and Peak-to-Peak Amplitude Estimation

A computerized routine for automatic N_{400}-peak marking was applied to the resulting ERP of each volunteer for all derivations. Negative peaks are recognized from the ascendant zero-cross of the first approximate waveform derivative within the 200-600 ms window. This could be done using simply the sign of the derivative. In case of multiple findings, the most pronounced negative peak is chosen.

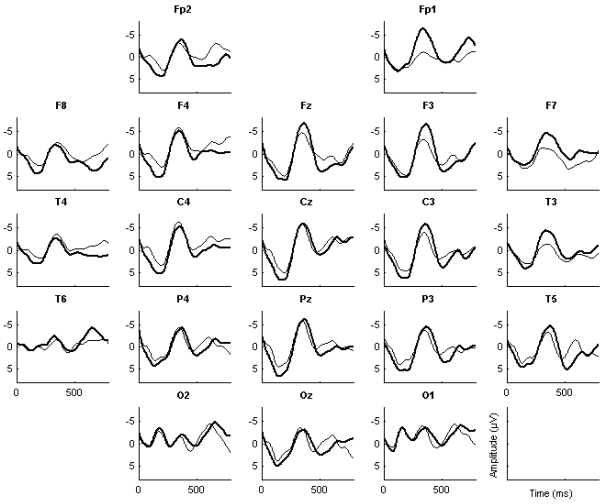


Figure 1: Example of resulting individual ERP for all derivations. Thick and thin lines refer to incongruous and congruous sentences respectively.

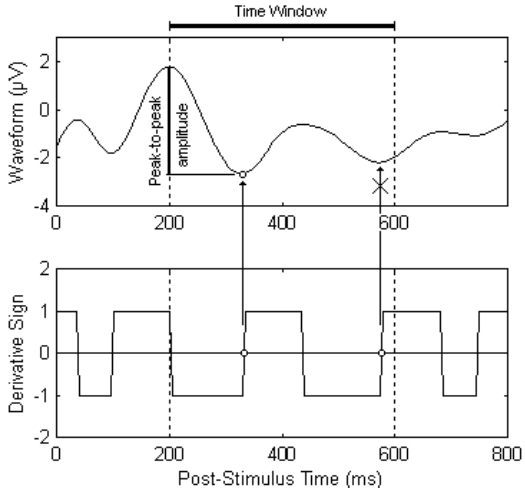


Figure 2: Automatic N_{400} locating procedure.

In cases of poor waveforms (low Signal-to-Noise Ratio – SNR) a manual correction of the estimation can be performed. Once the N_{400} was identified, the amplitude between this wave and the highest positive peak around it was automatically calculated. Figure 2 illustrates the whole procedure. These peak-to-peak amplitudes were then statistically compared concerning congruous and incongruous sentences.

Results

Table 1 summarizes the mean and standard deviation (SD) of N_{400} latency in the 20 ERP derivations. It can be noted that in most of them, latency is slightly higher for incongruous (mean = 356.7 ms) than for congruous sentences (355.7 ms). For this observation no statistical comparison has been performed. The overall mean

latency, considering both congruous and incongruous sentences, is 356.2 ms with SD of 46.3 ms.

The N_{400} peak-to-peak amplitude could not be considered normally distributed within all the volunteers according to the *Anderson-Darling* test for $\alpha = 5\%$ [11]. Hence a one-sided *Wilcoxon Signed-Rank* test (paired nonparametric) was used to compare this variable regarding to congruence and incongruence [12]. Thus, only derivations F_3, F_z, T_3, C_3, C_z, T_5, P_3 and P_z have N_{400} amplitude significantly augmented ($\alpha = 5\%$) due to incongruence (bold *p*-values in Table 2).

Table 1: Mean and standard deviation (within brackets) of N_{400} latency in all derivations.

Derivation	Congruous	Incongruous
Fp_1	358.9 (47.8)	360.7 (46.9)
Fp_2	359.4 (55.5)	359.4 (57.9)
F_7	359.6 (45.1)	361.3 (41.2)
F_3	351.5 (42.6)	352.8 (43.7)
F_z	349.1 (45.8)	350.6 (48.1)
F_4	343.1 (49.0)	344.8 (49.0)
F_8	348.3 (40.9)	348.9 (42.5)
T_3	360.8 (43.5)	359.4 (38.4)
C_3	357.6 (44.7)	359.6 (44.6)
C_z	347.4 (50.9)	348.3 (51.0)
C_4	348.9 (46.2)	350.0 (46.2)
T_4	341.7 (35.4)	343.3 (37.2)
T_5	365.7 (53.1)	364.2 (48.6)
P_3	362.8 (43.7)	359.8 (38.6)
P_z	350.4 (50.7)	352.6 (51.1)
P_4	354.3 (47.1)	359.8 (43.0)
T_6	360.2 (48.7)	363.1 (44.7)
O_1	368.0 (46.5)	368.3 (49.5)
O_z	361.3 (60.4)	361.5 (57.5)
O_2	364.6 (38.5)	364.6 (36.9)

Discussion

High variability in ERP waveforms among different individuals deserves some consideration when dealing with the common grand-averaging procedure used in literature [1,2,10]. Indeed, the standard deviation of circa 50 ms in the N_{400} latency suggests that this resulting averaged waveform should not be considered representative of the set. This can be noted comparing Figure 1 to the grand-averaged ERP shown in Figure 3, where N_{400} appears to be widened and attenuated.

Further, the N_{400} latency for the grand-averaged waveform shows some deviation from the mean latency of individual waveforms (Table 3). This is due to the high inter-individual amplitude variability, which results in different weights for each waveform in the grand-average procedure. For example, derivation C_z showed congruous individual waveforms with mean peak-to-peak amplitude of 6.1 μV and SD of 2.9 μV; for incongruous, although the mean is higher (7.3 μV), SD is also higher (4.4 μV). It suggests that some kind of normalization should be performed prior to grand-averaging.

Table 2: *p*-values for the *Wilcoxon Signed-Rank* test comparing congruous and incongruous N_{400} peak-to-peak amplitude

Derivation	*p*-value	Derivation	*p*-value
Fp_1	0.3112	**C_4**	0.0698
Fp_2	0.5144	**T_4**	0.2862
F_7	0.1220	**T_5**	**0.0024**
F_3	**0.0003**	**P_3**	**0.0281**
F_z	**0.0266**	**P_z**	**0.0408**
F_4	0.1172	**P_4**	0.1220
F_8	0.2036	**T_6**	0.2701
T_3	**0.0367**	**O_1**	0.1683
C_3	**0.0297**	**O_z**	0.6716
C_z	**0.0408**	**O_2**	0.7825

One could justify the need for grand-averaging from the reduced number of epochs for each volunteer (in our case, 40 congruous and 40 incongruous). Adopting this procedure, the SNR can be increased, but mixing different inter-individual ERP waveforms. In order to overcome this problem, one could increase the number of sentences in the stimulation protocol. However, it should be noted that the experiment would become too long and stressing, also due to the increase in the number of distractor sentences.

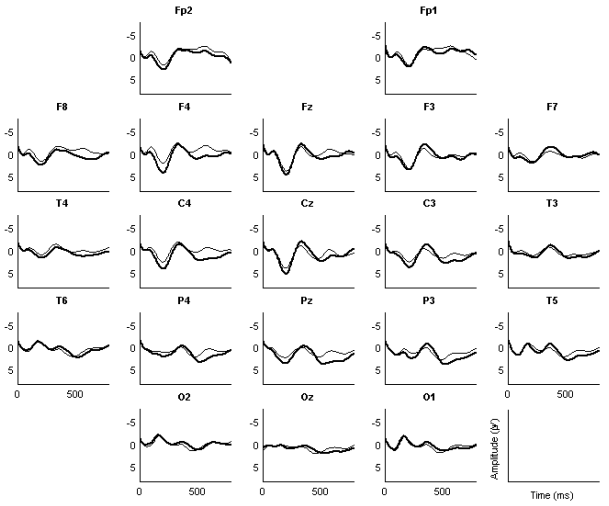


Figure 3: Grand-averaged ERP for all derivations. Thick and thin lines refer to incongruous and congruous sentences respectively.

Statistical analysis of individual peak-to-peak N_{400} amplitude confirms literature, which points out a centro-parietally distributed increase for visually stimulated experiments [8], although significant changes were also

found in frontal and temporal derivations. The results also support the left-medial topography (odd and 'z' derivations) of N_{400} changes due to incongruence [10]. Further, the derivations with least significant changes (accepting the null hypothesis of no increase) were fronto-polar and occipital.

Table 3: N_{400} latency for all derivations in the grand-averaged ERP. The difference to the mean of individual latencies is shown within brackets.

Derivation	Congruous	Incongruous
Fp_1	340 (-18.9)	350 (-10.7)
Fp_2	340 (-19.4)	345 (-14.4)
F_7	377 (15.4)	375 (13.7)
F_3	340 (-11.5)	345 (-7.8)
F_z	340 (-9.1)	340 (-10.6)
F_4	335 (-8.1)	335 (-9.8)
F_8	365 (16.7)	345 (-3.9)
T_3	350 (-10.8)	375 (15.6)
C_3	340 (-17.6)	365 (5.4)
C_z	330 (-17.4)	340 (-8.3)
C_4	335 (-13.9)	345 (-5.0)
T_4	335 (-6.7)	340 (-3.3)
T_5	360 (-5.7)	370 (5.7)
P_3	355 (-7.8)	370 (10.2)
P_z	340 (-10.4)	355 (2.4)
P_4	355 (0.7)	365 (5.2)
T_6	360 (-0.2)	360 (-3.1)
O_1	365 (-3.0)	365 (-3.3)
O_z	360 (-1.3)	365 (3.5)
O_2	355 (-9.6)	365 (0.4)

Conclusion

The development of an automatic N_{400} wave marker improved ERP analisys making it easier to recognize individual N_{400} waves. However, using no grand-average, the reduced number of epochs deteriorates the resulting averaged waveform. Hence more sophisticated signal processing techniques should be applied in ERP studies on neurolinguistics.

Acknowledgment

To Dr. Eduardo B. Zaeyen for loaning the EEG apparatus and to CNPq and FAPERJ for the financial support.

References

[1] Kutas, M. and Hillyard, S.A, "Reading senseless: brain potentials reflect semantic incongruity", Science. 207: 203-205, 1980.

[2] Kutas, M. and Van Petten, C., "Interactions between sentence context and word frequency in event-related brain potentials", Memory and Cognition. 18(4): 380-393, 1990.

[3] Osterhout, L. and Holcomb, P.J., "Event-related potentials and language comprehension", in: Rugg, M.D. and Coles, M.G.H. (Ed), Electrophysiology of mind: event-related brain potentials and cognition, New York: Oxford University Press, pp. 171-215, 1995.

[4] Kotz, S.A. and Friederici, A.D., "Electrophysiology of normal and pathological language processing", Journal of Neurolinguistics. 16(1): 43-58, 2003.

[5] Kutas, M. and Hillyard, S.A., "Brain potentials during reading reflect word expectancy and semantic association", Nature. 307(5947): 161-163, 1984.

[6] Fonteneau, E., Frauenfelder, U. and Rizzi, L., "On the contribution of ERPs to study of language comprehension", Bulletin Suisse de linguistique appliquée: Etudes en neurolinguistique. 68: 111-124, 1998.

[7] Holcomb, P.J. and Neville, H.J., "Natural speech processing: An analysis using event-related brain potentials", Psychobiology. 19: 286-300, 1991.

[8] Kutas, M. and Kluender, R., "What is who violating? A reconsideration of linguistic violations in light of event-related brain potentials", in Heinze, H.T., Mangun, G.R. and Muente, T. (Ed): Cognitive electrophysiology, Boston: Birkhaeuser, pp. 183-210, 1994.

[9] Franca, A.I., Lemle, M., Cagy, M., Constant, P. and Infantosi, A.F.C., "Discriminating among different types of verb-complement merge in Brazilian Portuguese: an ERP study of morpho-syntactic sub-processes", Journal of Neurolinguistics. *In press*.

[10] Friederici, A.D., Hahne, A. and Saddy, D., "Distinct neurophysiological patterns reflecting aspects of syntactic complexity and syntactic repair", Journal of Psycholinguistic Research. 31(1): 45-63, 2002.

[11] D'Agostino, R.B. and Stephens, M.A., Goodness-of-Fit Techniques, New York: Marcel-Dekker, pp. 123-146, 1986.

[12] Lehman, E.L. and D'Abrera, H.J.M., Non-parametrics: Statistical Methods Based on Ranks, San Francisco: Holden-Day, Inc, pp. 123-132, 1975.

CLASSIFICAÇÃO DE TUMORES E MASSAS DE MAMA UTILIZANDO MÁQUINAS DE COMITÊ

Leandro Augusto da Silva*, Emilio Del Moral Hernandez* e Rangaraj M. Rangayyan **

* Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, Departamento de Engenharia de Sistemas Eletrônicos, São Paulo, Brasil.

** University of Calgary, Department of Electrical and Computer Engineering, Department of Surgery, and Department of Radiology, Calgary, Alberta, Canada.

e-mail: leandro.augusto@poli.usp.br

Abstract: This paper addresses a new approach using the committee machine to classify masses in mammograms as benign or malignant. Three shape factors and three measures of edge sharpness were used for the classification of 37 regions of interest (ROIs) related to benign masses and 20 ROIs of malignant tumors. A committee of multi-layer perceptrons (MLPs) was used and the area under the receiver operating characteristics curve (A_z) was compared with the A_z of the individual MLP and single-layer perceptron (SLP) neural networks. With the edge-sharpness features, the A_z result for the committee machine (0.89) was significantly better than that for the MLP (0.71) and SLP (0.68).

Key Words: Breast Cancer, Image Processing, Neural Networks, Committee Machine, CAD (*Computer-Aided-Diagnosis*).

Introdução

O câncer de mama é o tipo de câncer que se manifesta com maior freqüência entre as mulheres brasileiras [1]. A maior incidência ocorre em mulheres entre 35 e 50 anos, principalmente nos países desenvolvidos [2].

Desde a origem da doença, ainda desconhecida, a melhor maneira para a cura da doença é uma rápida detecção, que pode ser conseguida através de um exame da mamografia, que é capaz de detectar o tumor antes mesmo que ele se torne palpável. A avaliação do exame de mamografia e o diagnóstico requerem bastante habilidade do especialista.

Para auxiliar os especialistas na avaliação e no diagnóstico, vêm se realizando estudos para o desenvolvimento de sistemas computadorizados, conhecidos como CAD (de *Computer-Aided-Diagnosis*). Estes sistemas são desenvolvidos utilizando técnicas de processamento de imagens para detectar e extrair características de regiões suspeitas de câncer da mamografia, previamente analisadas pelo especialista e técnicas de inteligência computacional para classificar se estas características são malignas ou benignas.

Entres as diversas técnicas utilizadas na extração de características, destacamos algumas como filtros de Wavelets [3], crescimento de região [4], transformada H-dome [5] e transformada de Watershed [6].

As Redes Neurais Artificiais (RNA) são um exemplo de técnica de inteligência computacional que vem sendo utilizada para a classificação das características extraídas das imagens de mamografias [5], [7] e [8]. Para isto, diferentes arquiteturas de RNA como Multi-Layer Perceptrons (MLPs) [5], [7] e [8], e perceptron de única camada ou Single-Layer Perceptrons (SLPs) [8] são empregadas na tentativa de uma correta classificação de tumores.

Neste trabalho apresentaremos uma nova proposta de classificador utilizando redes neurais artificiais baseadas no principio de dividir e conquistar, conhecida como máquinas de comitê [9], [10] e [11].

As máquinas de comitê serão utilizadas para a classificação das características extraídas das regiões suspeitas de câncer (Regiões de Interesse, ou Regions of Interest em inglês – ROIs) e os resultados da classificação serão apresentados através do cálculo da área sobre a curva Receiver Operating Characteristics – ROC (A_z) [18], [19] e [20].

Nas próximas seções serão descritas as informações sobre a base de dados das mamografias, quais são as características extraídas e como são extraídas, assim como abordaremos detalhes sobre o classificador utilizado (máquinas de comitê) e por fim descreveremos os experimentos realizados e os resultados obtidos.

Base de Dados e Características Extraídas

Neste trabalho foi utilizado um conjunto com 57 ROIs de mamografias digitalizadas com uma resolução de 50 μm com 12 bits por pixel, sendo 37 ROIs diagnosticadas como massas benignas e 20 como tumores malignos. As ROIs aqui descritas pertencem a mamogramas de um programa da província canadense de Alberta, para a detecção precoce do câncer de mama (Alberta Program for the Early Detection of Breast Cancer [12]).

O diagnóstico é realizado por especialistas que fazem um rastreamento na imagem da mamografia (mamograma) em busca de algum indicador de doença como o câncer. Após a identificação de uma anormalida-

de, o radiologista faz uma marcação manuscrita dessa região suspeita (ROI), e a partir dessa ROI são realizadas investigações de algumas características da mama como borda, densidade e tamanho. Em caso de indicadores malignos, observa-se que a forma da massa é mais irregular do que em massas benignas. A maioria das massas benignas possuem o contorno bem circunscrito, compacto, e aproximadamente elíptico (possivelmente lobulado). Por outro lado, as lesões malignas geralmente apresentam bordas borradas, sua aparência é irregular, e são cercadas por espículos radiantes e lineares (forma de estrela) [13], [14] e [15]. Porém, algumas massas benignas podem ter contornos espiculados ou bordas borradas e algumas lesões malignas podem ter forma arredondada e bem definida [13], [14] e [15]. Com base nestas informações, diversos autores vêm pesquisando métodos computacionais e técnicas de processamento de imagens para a extração destas características [3], [4], [6], [14], [15], [16] e [17].

Para este trabalho, utilizaremos as características pesquisadas por Rangayyan et al. [14] e [15], que são as características de forma da marcação manuscrita da ROI (borda) e da região em torno da borda.

As características de forma extraídas da borda da massa de cada ROI são definidas conforme descrito por [14]. Estas características são: compacidade (ou *compactness* em inglês) (C), concavidade fracionária (ou `fractional concavity` em inglês) (F_{cc}) e grau de "espicuralirade" (ou `spiculation index` em inglês) (SI) [14]. Estas características permitem mensurar a complexidade da borda da massa. A característica C é realizada através de uma expressão normalizada que indica 0 para bordas circulares, e caso a borda se torne mais irregular este valor é aumentado até um valor máximo 1 [14]. A característica F_{cc} mede a relação entre o comprimento cumulativo da concavidade e o comprimento total da borda. Assim, para bordas arredondadas ou ovais, os valores apresentados são baixos [14]; por outro lado, as bordas com o contorno elíptico ou lobulado apresentam valores maiores. Já a característica SI representa o cálculo do grau de "espicularidade" da borda e utiliza um método proposto por Rangayyan et al. [14], que se utiliza um modelo poligonal de borda junto com combinações de comprimento do segmento, larguras de base e ângulos dos espículos. Estas características são chamadas nas próximas seções de características de forma.

O segundo conjunto de características que iremos utilizar é o das características de textura que são extraídas das regiões ao redor da borda da massa de cada ROI [15] e [16]. As características são: descontinuidade (ou *acutance* em inglês) (A), contraste (ou *contrast* em inglês) (contrast) e coeficiente de variação (ou *coefficient of variation* em inglês) (CV). Para a extração dessas características foi selecionada uma faixa da região ao redor da borda e, a partir desta faixa, foram calculadas as características de textura. O cálculo da característica A é realizado pela computação da variação (descontinuidade) dos tons de cinza da faixa extraída. A partir da identificação dessa descontinuidade é calculado o contraste da borda e a média do CV, como descrito em detalhe por Mudigonda et al. em [16]. Nas próximas seções essas características são chamadas de características de borda.

As características de forma (C, F_{cc} e SI) e borda da massa (A, contraste e CV) extraídas das 57 ROIs de mamografias (37 benignas e 20 malignas) compõem o conjunto de amostras utilizadas para o treinamento e teste das máquinas de comitê. No próximo tópico são descritos brevemente a teoria e o funcionamento das máquinas de comitê, assim como suas categorias e os possíveis métodos para sua construção.

Máquinas de Comitê

A idéia básica é treinar um comitê de RNAs, para resolver uma tarefa computacionalmente complexa. Em uma máquina de comitê, os resultados individuais de cada RNA são combinados para se conseguir um melhor desempenho de generalização. Este processo é conhecido também como "princípio de dividir e conquistar" [9], [10] e [11].

As máquinas de comitê são divididas em duas grandes categorias que são as estruturas estáticas e as estruturas dinâmicas.

As estruturas estáticas são assim consideradas pelo fato de as saídas das RNAs (comitês) serem combinadas sem envolver o conjunto de amostras. Esta categoria possui dois métodos, que são a média de ensemble e o reforço. O método média de ensemble se caracteriza pelo conjunto de amostras ser o mesmo para todos os especialistas, e a saída global ser dada pela combinação linear das saídas dos especialistas individuais. O método de reforço se caracteriza pela diferente distribuição do conjunto de amostras dos especialistas. O reforço pode ser implementado de três modos diferentes, são eles reforço por filtragem, reforço por sub-amostragem e reforço por ponderação.

Por outro lado, as máquinas de comitê de estruturas dinâmicas diferem das estruturas estáticas pelo fato do conjunto de amostras estar aplicado não apenas as entradas dos especialistas, mas também sobre o combinador da saída dos especialistas, tornando a saída do comitê não apenas dependente da saída dos especialistas, mas também dependente do conjunto de amostras. A principal técnica de estrutura dinâmica é a mistura de especialistas, que apresenta como característica uma unidade denominada de rede de passagem, que é responsável por fazer a combinação não linear das saídas dos especialistas [9].

A máquina de comitê utilizada foi a de estrutura estática implementado o método de reforço por filtragem, que será melhor descrito a seguir.

Reforço por Filtragem

O método aplicado neste trabalho, reforço por filtragem, tem como objetivo construir um modelo de aprendizado que seja independente da distribuição do conjunto de amostras, porém, este método de aprendizado

requer um elevado número de conjuntos de amostras [10]. Por essa necessidade, é comum fazer-se uso de um outro algoritmo de reforço por filtragem chamado de AdaBoost [9], [10] e [11]; este método de reforço por filtragem tem a capacidade de operar com um conjunto de amostras reduzido, pois permite a sua reutilização.

O AdaBoost (*adaptive boosting*) constrói uma composição de MLPs com um comitê de treinamento seqüencial. O princípio da teoria do AdaBoost é que um sistema pode se ajustar adaptativamente aos erros das hipóteses de classificação retornadas por um conjunto de MLPs e, então combinar todas as hipóteses através da soma de suas predições probabilísticas. O AdaBoost foi inspirado no modelo conhecido como PAC (*Probably Approximately Correct*), e a sua proposta é melhorar o desempenho de qualquer algoritmo de aprendizado, com o seguinte método: dado um conjunto de amostras previamente classificadas em massas benignas e tumores malignos, o algoritmo AdaBoost tem como objetivo encontrar uma hipótese final com base em uma distribuição do conjunto de pesos probabilísticos sobre as amostras de treinamento. Inicialmente todos os pesos são iguais, e a cada iteração estes são atualizados conforme a hipótese apresentada pelas MLPs. Assim, os pesos das amostras classificadas incorretamente são aumentados de modo que as próximas MLPs sejam forçadas a focar seu aprendizado nas amostras mais difíceis do conjunto de amostras [9] e [10]. Esse processo de operação é repetido até que um erro mínimo de classificação seja alcançado ou até que um número máximo de iterações seja atingido.

A decisão final de classificação (hipótese final) será obtida pela função discriminante da somatória dos pesos que foram obtidos através da hipótese de cada classificador. Os resultados dos experimentos computacionais realizados são descritos na seção a seguir.

Experimentos Computacionais

Os experimentos realizados envolvem diferentes agrupamentos das características extraídas das 57 ROIs que formam o conjunto de amostras, como pode ser visto na Tabela 1.

Os resultados dos experimentos realizados com o classificador proposto foram contrastados com os resultados de outros dois classificadores: MLPs isoladas do comitê, e com um classificador linear o perceptron de camada simples (SLP). Os valores de A_z obtidos a partir de cada classificador, foram contrastados entre si (veja Tabela 1).

Em cada experimento realizado foi utilizado um conjunto de amostras para treinamento e um conjunto de amostras para teste. Tanto para o conjunto de amostras de treinamento, quanto para o teste foram escolhidos aleatoriamente 20 ROIs, sendo 10 classificadas em malignos e 10 em benignas. Um total de 20 experimentos com essas características, ou seja, escolhas aleatórias do conjunto de amostras para treinamento e do conjunto de amostras para testes, foram realizados, e o cálculo de A_z observado nesses experimentos apresentado pela média e pelo desvio padrão, como mostrado na Tabela 1.

conjunto de amostras usados	**máquinas de comitê A_z**	**MLPs A_z**	**SLP A_z**
F_{cc}, *SI, C*	0,99±0,00	0,99±0,01	0,99±0,01
contrast, A, CV	0,89±0,07	0,71±0,11	0,68±0,21
F_{cc}, *SI, C+ contrast, A, CV*	0,84±0,11	0,70±0,03	0,57±0,35
F_{cc}	0,99±0,00	0,99±0,00	0,99±0,00
SI	0,99±0,01	0,98±0,01	0,97±0,02
A	0,78±0,01	0,68±0,07	0,54±0,33
contrast	0,83±0,11	0,77±0,13	0,67±0,16
F_{cc} + *A*	1,00±0,00	0,99±0,00	0,99±0,01
SI + A	1,00±0,00	0,98±0,02	0,98±0,02

Tabela 1. Tabela que mostra os resultados de A_z para os diferentes classificadores utilizando os padrões de testes.

A topologia das MLPs da máquina de comitê foi configurada com 3 neurônios na camada de entrada, 5 neurônios na camada escondida e 1 neurônio na camada de saída (3:5:1). O treinamento de cada rede, em geral, foi finalizado com um erro médio quadrático (*Root Mean Squared* – RMS) entre a saída desejada e a saída apresentada pelas MLPs de aproximadamente 0,3 e nos casos onde não conseguíamos um RMS menor ou igual ao desejado (0,3), o treinamento era parado com 10.000 iterações (critério de parada). O número de MLPs envolvidas na formação do comitê quando tínhamos características de borda, atingia um número máximo de 100. Quando usadas as características de forma, esse número oscilava entre 20 e 30 MLPs, mesmo quando conjugadas com as características de borda.

Repetimos a mesma configuração das MLPs da máquina de comitê para as MLPs utilizada no contraste dos resultados, (3:5:1) e com o mesmo critério de parada.

Para a arquitetura SLP, foi feito um treinamento para que um erro mínimo entre a saída desejada e a apresentada pelo SLP fosse menor que 0,3 ou até que o máximo número de iterações (10.000) fosse atingido.

Conclusão

Neste trabalho foi verificado que, para os casos onde o conjunto de amostras aparenta não ser linearmente separável, identificada pelo resultado de A_z do SLP, a máquina de comitê apresentou considerável resultado de A_z diante dos outros dois classificadores contrastados (MLPs e SLP), como pode ser visto pela Figura 1.

Agradecimentos

Nós gostaríamos de agradecer ao CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Cientifico e Tecnológico) pelo apoio financeiro a este projeto, à Escola Politécnica e à Universidade de São Paulo. Gostaríamos de agradecer Hilary Alto, do Departamento de Engenharia Elétri-

ca e Computadores da University of Calgary, Calgary, AB, Canada, por nos fornecer a base de dados de características.

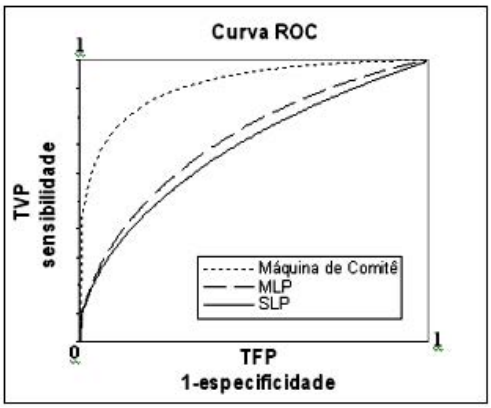


Figura 1. Esta figura ilustra a curva ROC para três resultados de diferentes de classificação apresentados pela máquina de comitê, MLP e SLP, testados neste trabalho com as características de borda (*A, contrast e CV*). Este gráfico foi construido utilizando o pacote ROCKIT [21].

Referências

[1] INCA, Internet site address: h*ttp://www.inca.org.br/cancer/tipos/mama.html,* acessado em 16/03/2004.

[2] UNIVERSITY OF PENNSYLVANIA CANCER CENTER, Internet site address http://cancernet.nci .nih.gov/statistics/, acessado em 16/03/2004.

[3] FERRARI R.J., RANGAYYAN, R.M., DESAUTELS J.E.L. e FRÈRE A. F. "Analysis of Asymmetry in Mammograms via Directional Filtering with Gabor Wavelets", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, September, 2001, vol.20, pp.953-964.

[4] SHEN L., RANGAYYAN R.M. e DESAUTELS J.E.L. "Application Of Shape Analysis To Mammographic Calcifications", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, June, 1994, vol.13, pp.263-274.

[5] HALKIOTIS S., MANTAS J. e BOTSIS T., "Computer-aided detection of clustered Microcalcifications in digital mammograms", *Res-Systemica, vol.2, Special Issue: Proceedings of the fifth European Systems Science Congress*, October, 2002.

[6] SANTOS V. "Segmentação de imagens mamograficas para detecção de nódulos em mamas densas", *tese de mestrado*, São Carlos, S.P., Novembro, 2002.

[7] YU S. e GUAN L. "A CAD System for the Automatic Detection of Clustered Microcalcifications in Digitized Mammogram Films", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, February 2000, vol. 20, no. 2, pp 115 – 126.

[8] ANDRÉ T. e RANGAYYAN R.M. "Classification of Tumors and Masses in Mammograms using Neural Networks with Shape and Texture features", 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Cancun, México, September, 2003, pp. 17-21.

[9] HAYKIN S., Neural networks: A comprehensive foundation, 2nd Ed., Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ, 1994.

[10] DUDA R. and HART P., Pattern Classification and Scene Analysis. New York: Wiley, 2ª Ed., 2000.

[11] SCHAPIRE R., "A Brief Introduction to Boosting", Proceedings of the Sixteenth International Joint Conference on Artificial Intelligence, 1999, Stockholm, Sweden, pp.1-5.

[12] Alberta Cancer Board, "Screen Test: Alberta Program for the Early Detection of Breast Cancer," 1999/01 Biennial Report, Edmonton, Alberta, Canada, 2001. http://www.cancerboard.ab.ca/screentest/

[13] CLARIDGE E. and RICHTER J. H., "Characterization of mammographic lesions," in Proc. 2nd Int. Workshop on Digital Mammography, York, England July 10–12, 1994, pp. 241–250.

[14] RANGAYYAN R.M., MUDIGONDA N.R., and DESAUTELS J.E.L., "Boundary modelling and shape analysis methods for classification of mammographic masses," Medical and Biological Engineering and Computing, 2000, vol. 38, pp. 487-495.

[15] RANGAYYAN R. M., EL-FARAMAWY N.M., DESAUTELS J.E.L., and O.A.Alim, "Measures of acutance and shape for classification of breast tumors" IEEE Transactions on Medical Imaging, 1997, vol. 16, no. 6, pp. 799-810.

[16] MUDIGONDA N.R., RANGAYYAN R.M., and DESAUTELS J.E.L., "Gradient and texture analysis for the classification of mammographic masses," IEEE Transactions on Medical Imaging, 2000, vol. 20, no. 10, pp. 1032-1043.

[17] SAHINER B.S., CHAN H.P., PETRICK N., HELVIE M.A., and GOODSITT M.M., "Computerized characterization of masses on mammograms: The rubber band straightening transform and texture analysis," Medical Physics, 1998, vol. 25, no. 4, pp. 516-526.

[18] WOODS K. e BOWYER K., "Generating ROC Curves for Artificial Neural Networks", IEEE Transactions on Medical Imaging, June, 1997, vol.16¸no.13, pp.329-337.

[19] DELEO J.M. and CAMPBELL G., "Receiver operating characteristic (ROC) methodology in artificial neural network with biomedical applications," Proc. World Congress on Neural Networks, Washington, D.C. 1995, pp. II-735-740.

[20] DELEO J., "Measuring Classifier Intelligence," in Messina, E. and Meystel, A., eds., Proceedings of the 2002 Workshop on Performance Metrics for Intelligent Systems (PerMIS '02), NIST Special Publication 990, pp. 26-31.

[21] ROCKIT, Internet site address: *http://www.radiology.uchicago.edu/krl/KRL_ROC/software_index.htm*, acessado em 16/03/2004.

DINÁMICA PARIETAL DE ARTERIAS CARÓTIDAS HUMANAS FRESCAS Y CRIOPRESERVADAS.

D. Bia*, F. Pessana**, H. Campos*, D. Craiem**, S. Graf**, Y. Zocalo*, M. Risk***, *,***R. Armentano.

*Facultad de Medicina, Universidad de la República, Montevideo, Uruguay.
**Universidad Favaloro, Buenos Aires, Argentina.
***Universidad Tecnológica Nacional. Buenos Aires, Argentina.

e-mail: dbia@fmed.edu.uy

Abstract: Cryopreservation is widely used to preserve blood vessels for vascular reconstruction but is controversially suspected to affect the dynamic viscoelastic behaviour of these allografts. Aim: to determine whether differences in the dynamic behaviour exist or not between fresh (F) and cryopreserved (C) human common carotid arteries (CCA). Using a previously developed mock circulation system, dynamic pressure-diameter tests were performed on segments of human F (n=10) and C arteries (n=7). A diameter-pressure transfer function was designed and an adaptive model was fit to obtain its frequency response. Results show that non-significant differences exist between wall dynamics of F and C segments of human CCA.

Keywords**:** *human arterial wall, cryopreservation, frequency-domain analysis, estimation parameters.*

Introducción

La prótesis vascular ideal debe poseer idénticas propiedades viscoelásticas, respecto a las existentes en la arteria nativa que remplazará [1]. Actualmente las arterias criopreservadas son una interesante opción, ha ser considerada como prótesis arterial [2,3]. La criopreservación en nitrógeno líquido y agentes crioprotectores ha mostrado ser el método más efectivo en preservar la viabilidad celular y la estructura del segmento criopreservado [3]. Sin embargo, los efectos de la criopreservación sobre el comportamiento biomecánico arterial permanece aún controversial [4,5].

La mayoría de las pruebas *in vitro* realizadas para evaluar la conducta mecánica de arterias humanas criopreservadas, se han realizado mediante estudios tensión-deformación estáticos, de anillos arteriales [3-5]. Sin embargo, debido a que la dinámica arterial es gobernada por las propiedades viscoelásticas parietales, se requiere un análisis dinámico. Adicionalmente, un estudio adecuado implica que las arterias sean estudiadas bajo situaciones geométricas y hemodinámicas que mimifiquen las fisiológicas [6,7].

En este estudio, se diseñó una función transferencia viscoelástica presión–diámetro (P-D), para evaluar la dinámica de la pared arterial. Un modelo adaptativo fue ajustado para obtener la respuesta en frecuencia de dicha función [8].

El objetivo del presente estudio fue analizar, como unidad funcional, el efecto que la criopreservación de la arteria carótida común humana (CCA), posee sobre la conducta dinámica arterial. Para ello se comparó la dinámica de CCA criopreservadas, con la de arterias frescas (F), utilizadas como control. La comparación incluyó un análisis en el dominio de la frecuencia y la medición de parámetros biomecánicos parietales.

Material y métodos

Las CCA fueron obtenidas bajo condiciones asépticas, durante cirugías de procuración de órganos de donantes humanos multiorgánicos cadavéricos, en el Banco Nacional de Organos y Tejidos de Uruguay (BNOT) [9]. Se utilizaron CCA extraídas de 10 donantes, con edades entre 26 y 46 años. El tiempo de isquemia fría fue de 4–6 horas, y el de isquemia caliente de 4 días. De cada donante se extrajeron ambas CCA (izquierda y derecha), siendo almacenadas en solución salina a 4ºC. Seguidamente, se asignaron a uno de los siguientes grupos:

- Grupo I (control): arterias frescas (n=10).
- Grupo II (criopreservados): arterias criopreservadas/descongeladas (n=7).

Las CCA del Grupo I fueron enviadas al laboratorio, para su análisis biomecánico. Las CCA que integrarían el grupo II, fueron inmersas en una solución criopreservante compuesta por: RPMI 1640 (85%); Solución de Albúmina humana (5%) y Dimethilsulfóxido (DMSO) (10%), contenida en una bolsa crioresistente sellada con sistema térmico, dentro de una cabina de flujo laminar [10]. La criopreservación se realizó mediante un sistema con tasa de congelamiento programable, con una tasa media de congelamiento de 1ºC/minuto hasta alcanzar los –90ºC. Los segmentos congelados se almacenaron 30 días, en vapor de nitrógeno líquido, a una temperatura de -142ºC. El último día de almacenamiento, las criopreservadas se mantuvieron a 20ºC durante 30 minutos y luego se colocaron en un baño caliente (40ºC), durante 30 minutos.

Seguidamente fueron enviadas al Laboratorio para su análisis biomecánico. Para la caracterización biomecánica, cada segmento arterial fue montado en un sistema circulatorio in vitro [11]. Un microtransductor de P (1200 Hz, Konigsberg Instruments, Inc., Pasadena, USA), fue insertado en cada CCA a través de una pequeña incisión parietal. Para medir D arterial externo, un par de cristales ultrasónicos (5MHz, 2 mm diámetro) fueron suturados a la adventicia vascular, en sitios diametralmente opuestos. El tiempo de tránsito de la señal ultrasónica (considerando 1580 m/s) fue convertido a distancia por medio de un sonomicrómetro (1000 Hz, Triton Technology Inc. San Diego, USA).

Igual protocolo experimental fue seguido para caracterizar las arterias de ambos grupos. Las señales de P y D, de cada segmento, fueron registradas y almacenadas durante un único estado estable. En todos los casos la frecuencia de estiramiento o de bombeo fue fijada a 1.0 Hz. La bomba, la cámara compliante y las resistencias del circuito, fueron reguladas con el objetivo de generar una señal de P intravascular con morfología y magnitudes similares a las fisiológicas. En todos los casos para reproducir las condiciones fisiológicas se intentó obtener una onda de P de pulso que oscilara alrededor de una P media cercana a 103 mmHg, con una P sistólica cercana a 144 mmHg, y una P diastólica cercana a 68 mmHg. Las señales de P y D fueron adquiridas con frecuencia de muestreo de 200 Hz. Se adquirieron 20 ciclos para su posterior análisis.

Un procedimiento computarizado fue usado para determinar el bucle P-D y calcular los parámetros mecánicos [7,8]. Las señales de P y D fueron interpoladas para permitir los cálculos de un ciclo cardíaco promedio. Para ajustar los datos de P y D se utilizó un modelo lineal autorregresivo con entrada exógena (ARX):

$$D[k] = -\sum_{j=1}^{n_y} a_j D[k-j] + \sum_{i=0}^{n_x} b_i P[k-i] \qquad (1)$$

donde D es el diámetro estimado, P la presión arterial, y a_j and b_i son los coeficientes a ser estimados a partir de los datos medidos. El valor de n_x y n_y definen el orden del modelo. El modelo ARX fue aplicado a los datos de entrada-salida (P-D) para medir la dinámica del sistema arterial. Para este modelo, D se estima a partir de P calculando los coeficientes a_j y b_i mediante un algoritmo de mínimos cuadrados [12], que minimiza el error entre la salida ideal (modelo) y la real (diámetro).

A partir de (1), se consideró un modelo de tercer orden. Este modelo fue elegido como el de orden medio, de acuerdo al criterio estadístico de Akaike sobre una población completa [13]. Considerando los coeficientes estimados $\{a_b, j=1,...,3\}$ y $\{b_b, i=0,...,3\}$, la función de transferencia de (1), en el dominio de la transformada Z queda expresada como:

$$H(z) = \frac{D(z)}{P(z)} = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} + b_3 z^{-3}}{1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + a_3 z^{-3}} \qquad (2)$$

Aplicando la transformada bilineal inversa a (2), se obtiene una función de transferencia continua (desde el plano z hacia el plano s):

$$H_1(s) = \frac{m_3 s^3 + m_2 s^2 + m_1 s + m_0}{n_3 s^3 + n_2 s^2 + n_1 s + n_0} \qquad (3)$$

Este modelo de tercer orden, dentro del rango fisiológico, no presenta diferencias si el polo y cero de alta frecuencia son eliminados (coeficientes m_3 y n_3, respectivamente). El modelo resultante será:

$$H_2(s) = \frac{m_2 s^2 + m_1 s + m_0}{n_2 s^2 + n_1 s + n_0} \qquad (4)$$

A partir de este modelo, la constante de tiempo de arrastre (T_A), fue calculada como la inversa del polo dominante ($w_P=2\cdot pi\cdot f_P$). Igualmente, el tiempo de relajación a la deformación (T_{RD}), fue calculado como la inversa del cero dominante de $H_2(s)$.

Para dar un significado fisiológico a los coeficientes de (4), los ceros fueron ignorados. En consecuencia:

$$H_3(s) = \frac{m_0}{n_2 s^2 + n_1 s + n_0} \qquad (5)$$

En el dominio del tiempo continuo, este modelo puede ser mejor comprendido. Sus coeficientes (mediante transformada inversa de Laplace) están relacionados con una ecuación diferencial lineal de segundo orden a coeficientes constantes. Suponiendo que esta ecuación caracteriza la dinámica de una pared arterial, su respuesta frecuencial será [14]:

$$H_3(s) = \frac{D(s)}{P(s)} = \frac{1}{Ms^2 + \eta s + E} \qquad (6)$$

A partir de (5) y (6), se puede resumir el índice elástico ($E = n_0/m_0$), el índice viscoso ($\eta = n_1/m_0$) y el índice inercial ($M = n_2/m_0$).

La Figura 1 muestra la relación entre las transferencias dadas por (3), (4) y (5), que refuerza la aproximación de función de transferencia de la pared arterial, y la similitud entre todas para los rangos fisiológicos de la frecuencia angular w. En la figura se puede observar la respuesta en frecuencia del modelo ARX dada por (3) $H_1(s)$, la respuesta en frecuencia del sistema de segundo orden $H_2(s)$ y la respuesta en frecuencia de la pared arterial $H_3(s)$.

Todos los valores se expresaron como valor medio±desvío estándar (VM±DE). La comparación de frescas y criopreservadas se efectuó utilizando un test de t de dos colas, desapareado. Diferencias entre resultados con $p<0.05$ fueron consideradas significativas. Para evaluar la naturaleza del error del procedimiento de ajuste del modelo ARX, fueron realizados análisis de correlación y de residuos.

Resultados.

La Tabla 1 muestra los valores de P y D registrados durante las experiencias, para ambos grupos. Los niveles de P fueron similares (análisis isobárico).

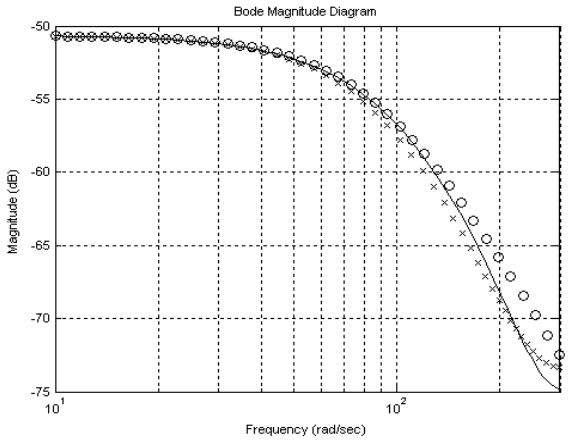


Figura 1. Línea sólida:diagrama de Bode para la aproximación de tercer orden $H_1(s)$. Línea de círculos:aproximación de segundo orden $H_2(s)$. Línea de cruces:diagrama de Bode del modelo fisiológico $H_3(s)$.

Tabla 1. Valores de presión y diámetro arterial

	Grupo I (Frescas)	**Grupo II** (Criopreservadas)
PS (mmHg)	144±6	144±4
PD (mmHg)	68±5	67±6
PM (mmHg)	103±4	102±4
DM (mm)	8.89±1.55	9.15±1.32

Valor medio ± desvío estándar. PS, PD, PM: presión sistólica, diastólica y media, respectivamente. DM: diámetro medio.

La figura 2 muestra la respuesta en frecuencia de la función transferencia $H_1(\omega)$ para las arterias frescas, con sus intervalos de confianza. Observese que las criopreservadas se encuentran dentro del intervalo de confianza de las frescas.

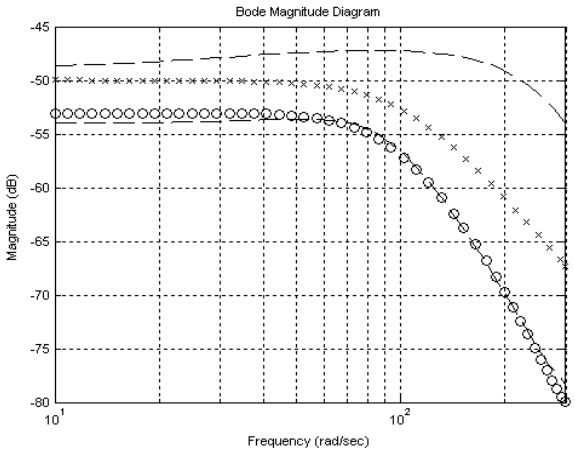


Figura 2. Línea de cruces: media del modelo de tercer orden $H_1(\omega)$ para las arterias frescas. Líneas punteadas: VM ± DE para $H_1(\omega)$. Línea de círculos: media del modelo de tercer orden $H_1(\omega)$ para las arterias criopreservadas. La respuesta en frecuencia de las arterias criopreservadas se encontró dentro del intervalo de confianza de las arterias frescas.

La Tabla 2 muestra los parámetros biomecánicos de ambos grupos. Observese que luego de la criopreservación, no existieron diferencias significativas entre el índice elástico, viscoso e inercial, y T_A y T_{RD} , de arterias criopreservadas y frescas.

Tabla 2. Parámetros biomecanicos

	Grupo I (Frescas)	**Grupo II** (Criopreservadas)
E (mmHg/mm)	363±145	373±156
η (mmHg·s/mm)	6.66±2.18	7.58±2.21
M (10^{-2}) (mmHg·s^2/mm)	4.3±1.5	5.14±1.48
T_c (10^{-2}) (s)	1.57±1.08	1.87±1.03
T_{RD} (10^{-3}) (s)	7.99±6.10	6.20±4.80

Valor medio ± desvío estándar. E, η y M: índice elástico, viscoso e inercial, respectivamente. T_A y T_{SR}: constante de tiempo de arrastre y de relajación a la deformación.

Discusión.

La criopreservación arterial con fines clínicos se ha incrementado en los últimos años [2]. Sin embargo, en algunos estudios clínicos [15] se han reportado casos de falla mecánica de las arterias criopreservadas, luego de algunas semanas de ser implantadas en pacientes (e.j. fisuras, rupturas). Los métodos frecuentemente utilizados para examinar las propiedades mecánicas de paredes vasculares son indirectos, estáticos, y/o utilizan mediciones de P y/o D no obtenidas en el mismo sitio vascular [16]. Adicionalmente, la mayoría de los trabajos en los que se estudian arterias criopreservadas, se destinan a analizar la viabilidad de células endoteliales y/o musculares, así como la capacidad del músculo de desarrollar tensión activa, realizando para ello test isométricos de anillos arteriales. Si embargo, en la actualidad existen muy pocos trabajos que evalúen las propiedades viscoelásticas de segmentos arteriales, luego de haber sido criopreservadas, almacenadas y descongeladas. Debido a la conducta compleja del tejido parietal arterial [7], nuevos métodos para evaluar la viscoelasticidad arterial deben ser considerados. En este trabajo, se realizaron test P-D, dinámicos, isobáricos, y sometiendo a los segmentos arteriales a condiciones hemodinámicas que mimificaron las fisiológicas.

Los niveles de P (Tabla 1) se seleccionaron con el objetivo de cubrir rangos de P de individuos normotensos e hipertensos leves. Un procedimiento adaptativo fue desarrollado para ajustar a las señales temporales de P y D. De acuerdo con resultados previos, inicialmente se seleccionó un modelo de tercer orden [8]. Una respuesta de tipo pasa-bajo fue observada en la función transferencia, representando esto la respuesta compliante de la pared arterial en el dominio frecuencial. La pared arterial puede representarse por tres índices que caracterizan su comportamiento elástico, viscoso e inercial.

De acuerdo con dicho comportamiento, un modelo de segundo orden fue utilizado con el objetivo de reducir el orden del modelo $H_2(s)$.

Finalmente, los coeficientes del numerador fueron despreciados, para preservar la correlación fisiológica de esta ecuación diferencial de segundo orden, $H_3(s)$. Como puede verse en la Figura 2, la respuesta en frecuencia de las tres funciones transferencia no mostraron diferencias en los rangos fisiológicos.

Como ha sido reportado [5], el índice elástico no mostró diferencias entre las arterias criopreservadas y frescas. Adicionalmente, ni el índice viscoso ni el inercial mostraron diferencias entre ambos grupos de CCA (Tabla 2). También, las constantes de tiempo T_A y T_{RD} fueron similares entre arterias criopreservadas y frescas. Esto se evidencia en la figura 2, donde la respuesta en frecuencia de los segmentos criopreservados se encontró incluida dentro del intervalo de confianza de las frescas.

El grado de desacoplamiento biomecánico existente en la anastomosis, entre la arteria nativa y la prótesis vascular se ha relacionado directamente con la probabilidad de falla protésica. Con el objetivo de minimizar dicha falla, diversos grupos trabajan en el diseño y construcción de prótesis biológicas y/o artificiales que reduzcan el desacople mecánico entre arteria nativa y prótesis. Para ello se intentan diseñar prótesis con propiedades viscoelásticas que mimifiquen las existentes en las arterias humanas frescas [17]. En este contexto, y a la luz de los resultados obtenidos, las arterias criopreservadas podrían ser consideradas una de las mejores alternativas, debido a que mantendrían las propiedades viscoelásticas e inerciales en niveles similares a las de arterias frescas. Adicionalmente, los parámetros arteriales que caracterizan la función de filtro y las constantes de tiempo, no sufrirían modificaciones luego del proceso de criopreservación.

En conclusión, se evidenció inexistencia de diferencias estadísticas entre el comportamiento biomecánico de CCA humanas criopreservadas y frescas. El método de criopreservación utilizado no modificó la conducta mecánica de las CCA frescas.

Agradecimientos

El presente trabajo se realizó dentro de los Convenio Marco UF-UTN (FRBA) y UF-UDELAR (Uruguay). Al Sr. Elbio Agote por su colaboración en las experiencias.

Referencias

[1]. Seifalian A., Tiwari A., Hamilton G., Salacinski H. "Improving the clinical patency of prosthetic vascular and coronary bypass grafts: the role of seeding and tissue engineering". *Arti Organs,* 26(4):307-320, 2002.

[2]. Buján J., Pascual G., López R., Corrales C., Rodríguez M., Turégano F., Bellón J. "Gradual thawing improves the preservation of cryopreservated arteries". *Cryobiology* 42:256-65, 2001.

[3]. Pascual G., Jurado F., Rodríguez M., Corrales C., López-Hervás P., Bellón J., Buján J. "The use of ischemic vessels as prostheses or tissue engineering scaffolds after cryopreservation". *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 24:23-30, 2002.

[4]. Vischjager M., Van Gulk T., Marle J., Pfaffendorf M., Jacobs M. "Function of cryopreserved arterial allografts under immunosuppressive protection with cyuclosporine". *J Vasc Surg* 24:876-82, 1996.

[5]. Blondel W., Lehalle B., Maurice G, Wang X, Stoltz J. "Rheological properties of fresh and cryopreserved human arteries tested in vitro". *Rheologica Acta*, 39(5):461–468, 2000.

[6]. Yin F., Chew P., Zeger Z. "An approach to quantification of biaxial tissue stress-strain data". *J Biomech*, 19(1):27-37, 1986.

[7]. Armentano R., Barra J., Levenson J., Simon A., Pichel R. "Arterial wall mechanics in conscious dogs. Assessment of viscous, inertial, and elastic moduli to characterize aortic wall behaviour". *Circ Res*, 76:468-478, 1995.

[8]. Gamero L., Armentano R., Barra J., Simon A., Levenson J. "Identification of arterial wall dynamics in concious dogs". *Exp Phys*, 86(4):519-528, 2001.

[9]. Alvarez I, Saldías M., Wodowoz O., Pérez H., Machin ´D., Silva W., Sueta P., Pérez N., Acosta M. "Progress of national multi-tissue bank in uruguay in the international atomic energy agency (IAEA) tissure banking programme". *Cell and Tissue Banking*, 4:173-178, 2003.

[10]. Fahy G., Jevy D., Ali S. "Some emerging principles underlying the physical properties, biological actions, and utility of vitrification solutions". *Cryobiology*, 24:196-213, 1987.

[11]. Cabrera Fischer E., Armentano R., Pessana F., Graf S., Romero L., Christen A., Simon A., Levenson J. "Endothelium-dependent arterial wall tone Elasticity modulated by blood viscosity". *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 282: 389–394, 2002.

[12]. LJUNG L. "System Identification – Theory for the User". In LJUNG L *(Ed) 2nd. Edn. Upper Saddle River*, NJ, Prentice Hall, 1999.

[13]. Akaike A. "Fitting autoregressive models for prediction". *Ann Inst Stat Math*, 21:243-247, 1969.

[14]. Peterson L., Jensen E., Parnell J. "Mechanical properties of arteries in vivo". *Circulation Res*, 8: 622, 1960.

[15]. Lehalle B., Geschier C., Fiéve C., Stoltz JF. "Early rupture and degeneration of cryopreserved arterial allografts". *J Vasc Surg*, 25: 751-761, 1997.

[16]. Shau Y., Wang C., Shieh J., Hsu T. "Noninvasive assessment of the viscoelasticity of peripherial arteries". Ultrasound Med Biol, 25(9):1377-88, 1999.

[17]. Tai N., Giudice A., Salacinski H., Seifalian A., Hamilton G. "In vivo femoropopliteal arterial wall compliance in subjects with and without lower limb vascular disease". J Vasc Surg, 30(5):936-945, 1999.

REALCE DE ESTRUTURAS MAMÁRIAS ATRAVÉS DE ANÁLISE DE ATRIBUTOS DE INTENSIDADES DE PIXELS EXTRAÍDOS DE REGIÕES DE INTERESSE

Ana C. Patrocinio*, Homero Schiabel*, Vivian T. Santos*, Roseli A. F. Romero**

* EESC-USP/Departamento de Engenharia Elétrica, São Carlos/SP, Brasil
**ICMC-USP/ Departamento de Ciência da Computação, São Carlos/SP, Brasil
e-mail: acpatroc@sel.eesc.sc.usp.br

Abstract: Mammographic findings classification according to the pathology is a hard task, due to false positive diagnoses, increasing biopsies procedures. With purposes of aiding the breast cancer diagnosis we are developing an interface to a feature extraction procedure. For ROIs containing nodules the procedure was divided into two distinct modules: first, ROIs are submitted to the features extraction step to obtain a quantification of pixels intensity; then, the resulting image is submitted to a step designed to enhance nodules, after the image segmentation with the detached lesion.

Palavras-chave: mamografia, processamento de imagens, extração de atributos, realce, CAD.

Introdução

O câncer de mama é o que mais mata mulheres no Brasil, segundo dados do Instituto Nacional do Câncer (INCA)[1]. Como ainda é uma doença cujas causas não são bem conhecidas, então a única prevenção do câncer de mama depende de exames de rastreamento das mamas através da mamografia, pois com a detecção precoce as chances de cura aumentam substancialmente.

Sendo assim, a comunidade científica vem trabalhando duramente para auxiliar os especialistas na detecção de estruturas através de mamogramas, com tecnologias novas, aferição e calibração dos equipamentos mamográficos e através de *softwares* como os esquemas CAD (*Computer-Aided Diagnosis*). Os esquemas CAD são sistemas que podem detectar anomalias e classificá-las com base em imagens e informações extraídas do histórico do paciente, e dessa forma servir como uma segunda opinião ao médico na detecção ou na decisão do diagnóstico [1-4]. A classificação e a detecção de achados mamográficos é uma tarefa difícil que geralmente leva os especialistas a vários diagnósticos falsos-positivos, aumentando o número de biópsias e também levando a paciente ao desconforto físico e emocional. Com objetivo de auxiliar no diagnóstico médico, atributos extraídos de imagens [5-7] mamográficas digitalizadas foram investigados antes de submeter imagens a técnicas de processamento, a fim de quantizar a variação de intensidade dos pixels nas Regiões de Interesse (RI) extraídas de mamogramas completos. Depois de extraídos os atributos, é feita uma análise pixel a pixel da RI e os valores dos pixels são modificados realçando estruturas na imagem.

Com a imagem realçada, o que se pretende é auxiliar os especialistas na visualização de lesões em relação a dimensão, contorno e também variação de intensidade ao longo de toda a RI.

Materiais e Métodos

Para a investigação e testes do esquema, foi utilizada uma base de imagens mamográficas desenvolvida pelo nosso grupo de pesquisas [8], com mais de 3000 mamogramas digitalizados, em *scanners* laser (*Lumiscan50 e Lumiscan75)*, com resolução espacial de 75 a 150 μm e 12 bits de resolução de contraste. Uma vasta investigação de extração de atributos tem sido feita [9,10] Além de algoritmos de extração de atributos, foi desenvolvida uma interface para o esquema computadorizado que está sendo desenvolvido. Com RIs selecionadas por especialistas, são calculadas medidas de intensidade de tons de cinza com o objetivo principal de quantificar e qualificar densidade das imagens [11]. A figura 1 mostra a interface de extração de atributos.

O procedimento de extração de atributos de RIs contendo nódulos foi dividido em dois módulos distintos: primeiramente, as RIs foram submetidas a um procedimento de extração de atributos em níveis de cinza, para a quantificação da intensidade dos *pixels* nas áreas de interesse, a partir da análise destes atributos de intensidade é feita uma correção na imagem com efeito de realce; em seguida, a RI foi submetida a uma técnica de processamento de imagem para realce do nódulo e segmentação da imagem, resultando uma imagem binária com a lesão destacada [12]. Então foram extraídos atributos geométricos partir das imagens binárias contendo nódulo.

As regiões contendo nódulo são primeiramente salvas num arquivo de formato TIFF, com resolução de 12 bits, recortadas de mamogramas reais digitalizados. Para manipulação das imagens em 12 bits utilizando a linguagem Delphi, foi utilizada uma rotina previamente desenvolvida pelo grupo [13]. Os recortes no formato

[1] http://www.inca.org.br

TIFF são visualizados numa janela auxiliar dentro da interface do procedimento de extração de atributos, como ilustra a figura 1. A parte de extração de atributos de quantificação de densidade, utilizando as imagens em níveis de cinza, é então computada seguindo eventos da interface e algumas delas são mostradas na tela.

O cálculo desses atributos de intensidade inclui: variação de intensidade de cada pixel em relação ao valor médio de intensidade da imagem, o que quantifica a homogeneidade da imagem; a diferença dos pixels de maior intensidade e do pixel de intensidade média; diferença dos pixels de menor intensidade e do de intensidade média; média da variação de intensidade de todos os pixels da região; Densidade Integrada (DI) – que integra as diferenças das variações locais de intensidades; e a variação média, dando uma medida que quantifica o contraste entre as partes mais claras e o restante da imagem. Uma normalização destas medidas utilizando porcentagem da escala de tons de cinza presentes na imagem foi feita, tornando a análise dos atributos mais objetiva aos usuários.

correção na imagem original realçando partes mais claras e escurecendo partes mais escuras, resultando num realce de possíveis nódulos ou massas. As figuras 2(a) e 3(a) mostram o resultado desta correção de intensidade na imagem, sendo a imagem do lado esquerdo o recorte original e a do lado direito o recorte realçado. Em (b) alguns dos atributos extraídos da região são mostrados.

Depois de calculados os atributos de intensidade, é analisado cada pixel da região. Se o valor absoluto da subtração do valor do pixel com a média de intensidades da imagem for maior que a variação média entre os pixels da região, o valor do pixel é aumentado da Densidade Integrada (DI) mais 10 % do seu valor. Se o valor absoluto da subtração for igual à variação média, o valor do pixel é acrescido de DI multiplicado pelo valor original do pixel. Do contrário, se o valor absoluto do resultado da subtração for menor que a variação média das intensidades na região, então o valor do pixel é decrescido de DI. Com essas alterações, consegue-se um realce de estruturas presentes na imagem e principalmente é possível qualificar visualmente a densidade da RI.

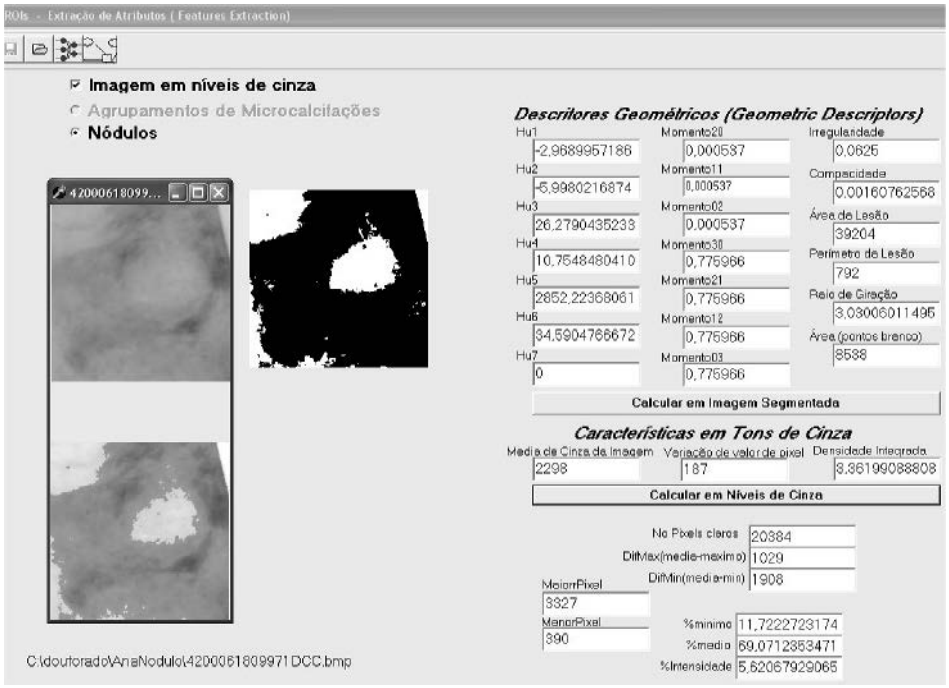
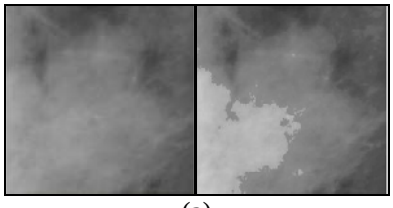
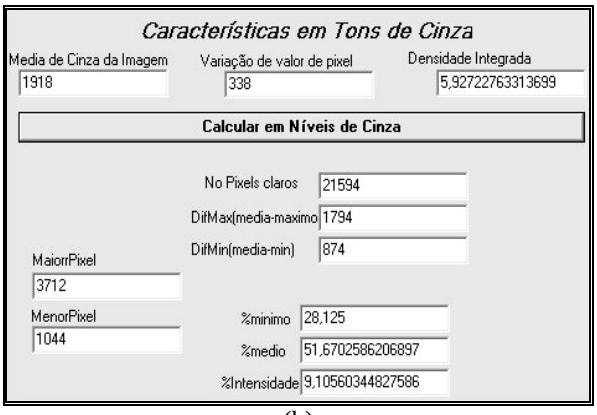


Figura 1 – Interface de Extração de Atributos de RIs contendo nódulos

Para o cálculo da variação de níveis de cinza numa região de interesse foi implementada uma rotina de varredura pixel a pixel da imagem. Assim, é possível encontrar o pixel de menor e o de maior intensidade da região. Os pixels de menor intensidade geralmente estão associados a tecidos gordurosos [6], bem como os pixels de maior intensidade estão associados a tecidos mais densos (fibroglandulares) ou a lesões. Além disso, implementamos um teste que possibilita calcular a média de intensidade das vizinhanças dos pixels de menor e maior intensidade para que seja realçada a massa de maior intensidade. A partir de uma análise feita da variação de intensidade dos pixels, é feita uma



(a)

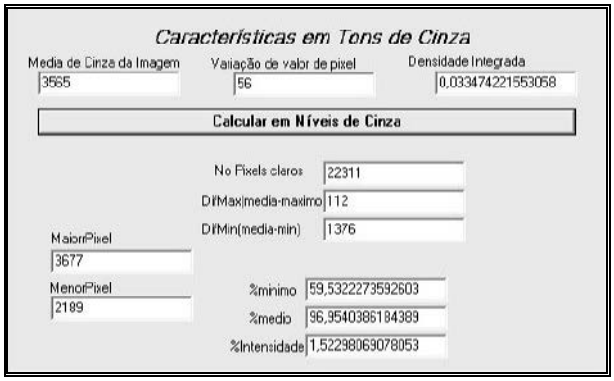


(b)

Figura 2: (a) RI original de mama não densa e RI realçada; (b) parte da interface para visualização dos atributos.



(a)

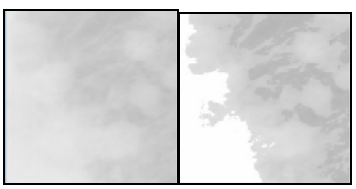


(b)

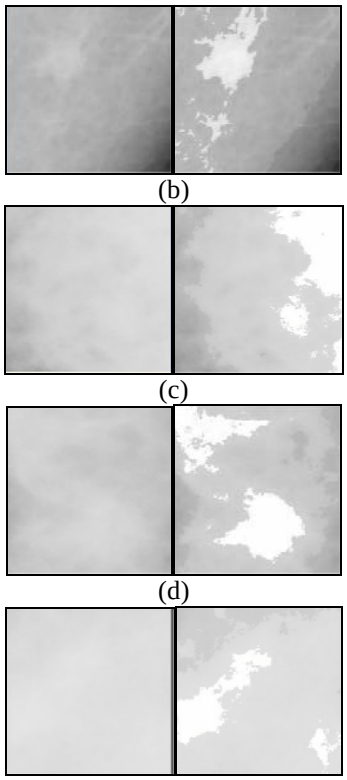
Figura 3: (a) RI original de mama densa e RI realçada; (b) parte da interface para visualização dos atributos.

Resultados

A quantização das intensidades dos pixels em RIs ajudou no realce e qualificação das estruturas como mostra a Figura 4. Os pixels mais escuros, que correspondem provavelmente a tecidos gordurosos, podem ser também destacados como mostra a Figura 4 (a). Nas partes mais claras da RI, é possível ainda perceber a variação de intensidade dentro da massa em destaque, como mostram as figuras 2(a) e 4 (b).



(a)



(b) (c) (d) (e)

Figura 4: exemplos de RIs originais seguidas das respectivas realçadas.

Depois disso, a mesma região de interesse original é processada [12]. A imagem resultante (binarizada) de toda a série de pré-processamentos e segmentação é salva em um arquivo no formato BMP. A partir desta imagem resultante é feita também a extração de atributos geométricos.

Na interface desenvolvida, uma visualização das RIs – primeiro a original, depois a realçada e por último a segmentada – é disponível para que o usuário possa então se guiar na análise visual da lesão. Um exemplo é mostrado na Figura 5.

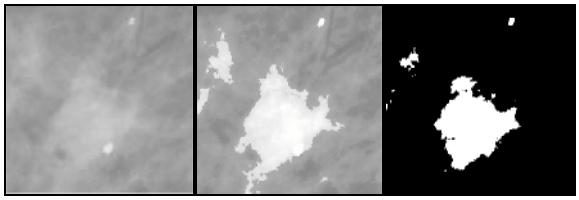


Figura 5: RI original seguida do realce e por fim a mesma região submetida ao procedimento de segmentação [12].

Discussão

Como resultados deste trabalho temos que a quantização das intensidades dos pixels em RIs pode ajudar no realce e classificação das estruturas, embora esta técnica deva ainda ser testada para um conjunto maior de Ris, bem como para mamogramas completos e não apenas para RIs.

A média de intensidade da imagem normalizada em porcentagem pode caracterizar uma medida de grau de densidade da RI, bem como cada um dos atributos quando analisados, principalmente DI e variação média de intensidade. Quanto menor o contraste de uma região, menor o DI. Se a variação média de intensidade é alta significa que a região extraída corresponde a uma região densa do mamograma, ou ainda que naquela região existe uma lesão com aspecto mais denso que os tecidos ao seu redor. Quando o valor médio de intensidade de pixel é próximo do valor do pixel de maior intensidade, muitas vezes, isso pode significar que as intensidades região tem pouca variação, isso é constado quando se verifica que também DI é um valor baixo quando comparado com o valor de RIs de maior contraste.

Conclusões

A extração de atributos de nódulos proporcionou uma melhor análise e realce de estruturas, possibilitando inclusive melhor visulização de formato. Além disso, foi possível quantificar a variação de densidade de uma RI. Para que estas medidas sejam realmente utilizadas para quantificar densidades de uma região, deverão ser feitos testes com o maior número de casos possíveis e o procedimeto deve ser testado para mamogramas completos, para que se crie um padrão de graus de densidade. O realce das estruturas poderá ser melhorado de acordo com o grau de densidade definido para cada imagem. Além disso, a interface desenvolvida pode auxiliar o usuário na análise visual da RI.

Agradecimentos: Os autores agradecem à FAPESP, o apoio financeiro, ao Hospital São Paulo (UNIFESP), Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (FMRP-USP) e Hospital das Clínicas de Botucatu (UNESP), por fornecerem as imagens e laudos.

Referências

[1] DOI, K.; GIGER, M. L.; NISHIKAWA, R.M.; HOFFMAN, K.R.; MACMAHOM, H.; SCHMIDT, R. A; METZ, C.E., Recent Progress in Development of Computer-Aided Diagnosis (CAD) Schemes In Radiology. *Medical Image Technology*, v. 13, n.. 6, p. 822-35 , Nov. 1995

[2] JIANG, Y.; NISHIKAWA, R.M.; PAPAIOANNOU, J; - "Requirement of microcalcification for computerized classification of malignant and benign clustered microcalcifications". *Proceedings of SPIE*, v.3338, p.313-317, 1998.

[3] YU, S.; GUAN, L.; BROWN, S. – "Automatic detection of clustered microcalcifications in digital mammograms based on wavelet features and neural network classification". *Proceedings of SPIE* v.3338, p.1540-1546, 1998.

[4] SHEN,L.;RANGAYAN,R.M.; ESAUTELS,J.E.L. – "Detection and classification of mammographic calcifications". *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence;* v.7(6), p.1403-1416 1993

[5] ZHENG, B.; CHANG, Y. H.; GUR, D. – "Adaptative Computer-Aided Diagnosis Scheme of Digitized Mammograms" – Academic Radiology, Vol.3, October 1996

[6] WANG, X. H.; et. al.- "Automated Assessment of the Composition of Breast Tissue Revealed on Tissue- Thickness-Corrected Mammography" – *AJR*2003; 180:257-262, 2003.

[7] HARALICK, R. M.; SHANMUGAM, K.; DINSTEIN, I. - "Textural Features for Image Classification"- . IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics**,** v. 3, n.6, p. 610-621, 1973.

[8] BENATTI, R.H. - *Elaboração de banco de imagens mamográficas digitalizadas* - 64p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2003.

[9] PATRICNIO, A C. SCHIABEL H., ROMERO R. AP. F., SANTAELLA C. H. M. - "Análise de características extraídas de imagens mamográficas para classificação baseada na padronização BI-RADS" - *Radiogia Brasileira, Vol. 35, Suplemento 1, pp 20* - XXXI Congresso Brasileiro de Radiologia, São Paulo (SP), de 24 a 27 de Outubro de 2002.

[10] PATROCINIO, AC.; SCHIABEL, H.; ROMERO, R.A. F.; SANTOS, V. T. "Investigação das Relações de Influências de Características Geométricas na Classificação de Lesões Mamárias para Auxílio ao Diagnóstico". *Radiologia Brasileira, vol. 36, suplemento 1, pp. 17*- XXXII Congresso Brasileiro de Radiologia,Recife (Pe), de 9 a 12 de outubro 2003.

[11] ZHENG, B.; et. al. – "Feature Selection for Computerized Mass Detection in Digitized Mammograms by Using a Genetic Algorithm" – Acad. Radiology, 6: 327-332, 1999.

[12] SANTOS, V.T; SCHIABEL, H.; GÓES, C.E. - "A Segmentation Techinique to Detect Masses in Dense Breast Digitized Mammograms". Journal of Digital Imaging, Vol 15, Suppl. 1, p. 210-213, may, 2002.

[13] ESCARPINATI, M. C.; SCHIABEL, H.; GOES, C. E. – "Interpretação e manipulação de imagens digitais visando ao processamento em mamografia" - XIII Congresso Argentino de Bioingenieria - Taffe del Valle, Tucuman (ARG) - 26-29/09/2001.

DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO PARA MEDIÇÃO DE ÂNGULOS E DE FORÇA MUSCULAR ISOMÉTRICA DO OMBRO

Patrícia Silva[1]; Fausto Fernandes de Almeida Sousa[1]; Rodrigo C. Rosa[1]; Jorge Alfredo Léo [1], Antônio C. Shimano[1,2]

[1]Universidade de Uberaba / Laboratório de Bioengenharia, Uberaba – MG, Brasil;
[2] Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP / Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, Ribeirão Preto - SP, Brasil.

patriciasilva2@terra.com.br

Abstract: Measure angle and isometric muscular force provide data that are used as parameters to follow the way of a neuromuscular disease and to evaluate the action of the treatment. Considering the biomechanical importance of the shoulder related to its functional ability, this work aims to project and develop an equipment to measure angle and isometric muscular force of the shoulder with the arm in flexion, extension and abduction position using national technology. The equipment is able to measure force with safety, accuracy, reliability and showing to be sensitive to different positions of the shoulder.
Key-words*:* muscular force, isometric contraction, shoulder.

Introdução

A anatomia da cintura escapular permite mobilidade ao membro superior e, como resultado, a mão pode ser colocada quase em todo lugar dentro de uma esfera de movimento. A mecânica combinada das articulações e dos músculos provê e controla a mobilidade [1].

Força muscular é um termo geral sem definição precisa, conhecida como a capacidade do músculo em desenvolver tensão, uma das características básicas da motricidade humana [2].

A avaliação da força muscular é um componente vital para o diagnóstico e o tratamento de paciente com doenças neuromusculares ou outras associadas com à fraqueza muscular [3].

Fisiologicamente é comprovado que os músculos estão envolvidos em um processo contínuo de remodelagem, podendo ocorrer alterações em seu comprimento, diâmetro e resistência [4,5]. Muitos fatores, tais como doença, desuso e imobilização, podem resultar em fraqueza muscular, a qual deve ser avaliada e tratada por um programa especifico de reabilitação [1].

A reabilitação repousa na avaliação eficiente da lesão, propriamente dita, da pessoa e do esporte. Devendo ser um processo contínuo. O exame inicial é importante não apenas para identificar as estruturas envolvidas, mas também para fornecer uma série de dados que podem ser referidos nas avaliações subseqüentes [6].

Dentre as articulações, provavelmente o ombro é a mais difícil de avaliar, em função do número das importantes estruturas localizadas em pequena área. Há pouco conhecimento biomecânico sobre as diferentes fases de ação da aceleração e desaceleração da cabeça umeral o que dificulta o prognóstico, devido ao excessivo desgaste e laceração dessas estruturas [6].

Os terapeutas usam rotineiramente teste muscular manual e outras formas, como, por exemplo, os extensômetros, utilizados para medição de torque e da força muscular de base. As medidas angulares utilizando o goniômetro são feitas para obter uma linha de base objetiva da amplitude de movimento e flexibilidade. Esses procedimentos têm sido padronizados e são comumente aceitos como indicadores confiáveis de mudança [1].

A goniometria (do grego, gona = ângulo e metron = medida) é uma aplicação do sistema de coordenadas com uma articulação para medir graus de movimentos presentes em um determinado plano [7].

Há necessidade de mensurar a força muscular isométrica não somente para estimativas. Medidas escolhidas para seguir o curso da doença neuromuscular e para avaliar a ação da terapia física e outros tipos de tratamento [8].

Não foi encontrado na literatura ou no mercado um equipamento que pudesse realizar medidas angulares e de força muscular isométrica do ombro com o braço em flexão, extensão e abdução. Assim sendo, o objetivo deste trabalho foi projetar e desenvolver um equipamento para medição de ângulos e força muscular isométrica do ombro com o braço em flexão, extensão e abdução, utilizando tecnologia nacional.

Materiais e Métodos

Na confecção do equipamento foi utilizada uma cadeira. Esta foi reforçada e na sua estrutura foi adicionado sistemas de regulagens, mecanismos articulares, goniômetros e células de carga.

O sistema de regulagem permite o ajuste e posicionamento na direção vertical do encosto e do

acento, objetivando adaptar o equipamento às diferentes alturas dos indivíduos. O mesmo possibilita o ajuste na direção horizontal, utilizando para isso, um sistema de trilho que foi adicionado na parte superior do encosto permitindo a adaptação do sistema articular as diferentes variações antropométricas do tronco.

Na parte superior do encosto existe bilateralmente duas articulações. As articulações possibilitam movimentos de flexão, abdução e extensão. Esta articulação consiste em um sistema mecânico que permite dois planos de movimento, sagital e frontal. No primeiro podem ser realizados os movimentos de flexão e extensão. No segundo o movimento de abdução.

Este sistema é biarticulado tendo um rolamento em cada articulação. Este apresenta a importante função de reduzir o atrito durante a realização das medidas das forças isométricas. As quais podem ser realizadas independentemente. Quando realizadas as medidas das forças musculares isométricas em abdução, bloqueia-se a articulação para as medidas em flexão e extensão. Isso é permitido devido a presença de um sistema de bloqueio, o qual realiza o travamento da articulação na direção eleita. Este sistema é composto por um parafuso de aperto.

O goniômetro permite a verificação bilateral de diferentes angulações do ombro. Sendo que o mesmo está acoplado a cada sistema articular.

As medidas de força muscular isométrica do ombro são efetuadas por duas células de carga. As mesmas, estão acopladas, bilateralmente, a um sistema de regulagem e a um mecanismo articular que permite a sua adaptação aos diferentes posicionamentos do membro superior.

A célula de carga tem capacidade de até 200 Kgf. A sua conexão com o braço do equipamento é realizada por diferentes tamanhos de cabos de aço (selecionado em função da posição que se pretende utilizar). O sinal é captado pela célula de carga é lido na ponte de extensiometria portátil (Kratos®). A figura 1 apresenta uma vista anterior do equipamento desenvolvido e da ponte de extensiometria.



Figura 1 – Equipamento para medição de ângulos e força muscular isométrica do ombro e da ponte de extensiometria.

Medidas Preliminares

O teste piloto consistiu em medidas de forças musculares isométricas na posição de flexão, abdução e extensão do ombro. Foram avaliados 5 indivíduos normais, de ambos os sexos, com média de idade de (22,0 ± 1,3) anos, altura média de (1,68 ± 1,1) metros e massa corporal média de (52,0 ± 2,3) kg.

Para a realização dos testes o voluntário foi posicionado na postura sentado e o seu tronco fixo ao encosto do equipamento por um cinto, com o intuito de impedir os movimentos compensatórios do tronco. A articulação do ombro foi posicionada em três angulações (30º, 60º e 90º) para os movimentos de flexão e abdução. E para o movimento de extensão foram utilizadas duas angulações (0º e 30º).

Durante os testes, o músculo foi mantido em cinco segundos de contração e por um tempo de quinze segundos de relaxamento entre uma medida e outra. As medidas das forças musculares isométricas do ombro foram realizadas bilateralmente. Para cada ângulo, o indivíduo realizou três medidas de força isométrica. Dessas medidas, foi calculada a sua média aritmética. A figura 2 apresenta um indivíduo com o braço esquerdo em 90º de flexão; a figura 3, com o braço esquerdo em 60º de abdução, realizando as medidas das forças isométricas.



Figura 2 – Braço esquerdo em 90º de flexão.



Figura 3 – Braço esquerdo em 60º de abdução.

Resultados

Equipamento para medição de ângulos e força muscular isométrica do ombro: Este instrumento desenvolvido mostrou-se eficiente nas medidas de forças musculares isométricas nas posições de flexão, abdução e extensão do ombro, realizada em indivíduos normais. Estas medidas foram realizadas para validar o uso do equipamento.

Medidas Isométricas de Força: O quadro 1, apresenta os valores médios obtidos para força de flexão, abdução e extensão de ombro dos 5 indivíduos.

Quadro 1 – Valores médios de força de flexão, abdução e extensão de ombro.

Flexão			
Ângulos	**30º**	**60º**	**90º**
Média	**73,5 N**	**42,5 N**	**47,7 N**
DP	**6,4 N**	**5,7 N**	**5,0 N**
Abdução			
Ângulos	**30º**	**60º**	**90º**
Média	**12,5 N**	**47,9 N**	**40,7 N**
DP	**5,2 N**	**3,3 N**	**5,3 N**
Extensão			
Ângulos	**0º**		**90º**
Média	**58 N**		**39 N**
DP	**7,9 N**		**8,6 N**

*DP: desvio padrão; N: Newton

Discussão

Levando em consideração a importância biomecânica do ombro, quanto à sua capacidade funcional, atualmente existem poucos equipamentos no mercado capazes de realizar medidas de forças musculares. Com base nesses conhecimentos, foi projetado e desenvolvimento um equipamento capaz de realizar medidas de ângulos e força muscular isométrica, utilizando tecnologia nacional de baixo custo.

Existem equipamentos importados capazes de realizar medidas isocinéticas de forças musculares. No entanto possuem alto custo.

O equipamento desenvolvido neste trabalho complementa o equipamento desenvolvido por SOUZA em 2003 [9], que permite mensurar somente as forças musculares isométricas de rotadores internos e externos do ombro.

Através das medidas realizadas nos 5 indivíduos normais, o equipamento desenvolvido provavelmente poderá também ser utilizado com grande eficiência em pacientes com alguma patologia do ombro, pois o equipamento apresentou-se sensível e funcional durante a realização das medidas.

Conclusões

As medidas preliminares realizadas em indivíduos não patológicos mostraram que o equipamento desenvolvido é capaz de medir os ângulos e as forças musculares isométricas do ombro em flexão, extensão e abdução, com segurança, precisão e confiabilidade. O equipamento mostrou-se sensível às medidas realizadas nos diferentes posicionamentos do ombro.

Referências

[1] KISNER, C. & COLBY, L. A. (1992). *Exercícios Terapêuticos - Fundamentos e Técnicas*. 2ª Ed. São Paulo, Manole.

[2] GARDINER, M. D.(1999). *Manual de Terapia por exercício*, Ed. Livraria Santos.

[3] ARCH PHYS MED REHABIL (1996*). Muscular Ewakness asessment: use of Normal Isometric Strength Data*. Vol. 77

[4] MARTINI, F. H., (1995): *Fundamenatals of Anatomy & Physiology*. 3ª Ed. New Jersey, Prentice Hall.

[5] GUYTON, A. C. & HALL, J., (1996) *Tratado de Fisiologia Médica*. 9ª Ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.

[6] GOULD, J. A. (1993). *Fisioterapia na ortopedia e na Medicina do esporte*. 2ª Ed. Manole Ltda.

[7] ANDERSON, B. (1980). *Alongue-se - Um programa de preparo físico diário para todos aqueles que trabalham com o corpo.* 5 ª Ed. São Paulo, Summus.

[8] BÄCKMAN, E., JOHANSSON, V., HÄGER B, SJOBLOM, P., HENRIKSSON, K. G. (1995). *Isometric muscle strength and muscular endurence in normal persons age betwen 17 e 70 anos*.

[9] SOUZA, P. M. *Desenvolvimento de um equipamento para medidas de torques isométricos em rotação interna e externa de membros superiores.* Dissertação de Mestrado em Bioengenharia, Interunidades FMRP, EESC e IQSC, todas da USP, 2003.

O ÍNDICE DE COMORBIDADE DE CHARLSON EM MODELOS EMPÍRICOS PARA DETERMINAÇÃO DO TEMPO DE ESTADIA EM UNIDADES HOSPITALARES DE GRANDE PORTE

Ramiarina R.A.*, Ramiarina B.L.**, Nunes C.***, Almeida R.M.V.R *, Pereira W.C.A.*

* COPPE /Programa de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, Brasil
** Universidade Federal Fluminense/Faculdade Fluminense de Medicina, Rio de Janeiro, Brasil
***COPPEAD /MBA Executivo em Saúde, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: robert@iis.com.br, renan@peb.ufrj.br

Abstract: This work examines seven indices in the prediction of hospital length of stay, an important variable for the measure of hospital productivity. The database includes a clinical comorbidity index, adapted from International Classification of Diseases (ICD-10), characteristics of patients (age and sex) and other hospital variables. The association of these variables was studied in a sample of Public Heath System (SUS) patients who were admitted to a hospital, in Rio de Janeiro, 2001-2002 (n=5560). Four variables explained lengh of stay. The Charlson index was positively associated with lengh-of-stay, but a better data recording (for secondary diagnosis) is mandatory for a better estimation of this index.

***Palavras Chaves*: Custos Hospitalares, Índice de Comorbidade, Sistema de Informação.**

Introdução

Segundo a Organização Mundial de Saúde, no Brasil e na América Latina, de um modo geral, os recursos destinados ao setor de saúde tendem a não acompanhar o aumento da população, do número de idosos e a introdução de tecnologias novas e mais dispendiosas [1]. Desta forma, faz-se necessário o aumento do desempenho da administração do setor, principalmente nos países em desenvolvimento, onde os recursos são escassos e muitas vezes insuficientes, sendo um importante desafio para a pesquisa em saúde encontrar métodos que possam servir de ferramenta para auxiliar a solução desses problemas [2].

O desenvolvimento de modelos empíricos permite uma compreensão detalhada dos fatores mais relevantes para a determinação de custos. Assim, esses modelos podem auxiliar o controle do aumento crescente dos custos hospitalares [3]. Os modelos podem ser baseados em informações atualmente disponíveis nos sistemas de informação empregados na maioria das unidades hospitalares. No entanto, essas informações possuem principalmente um cunho financeiro e administrativo, demandando um extenso pré-processamento, antes de sua utilização em modelos epidemiológicos ou de pesquisa.

Uma das variáveis fundamentais para a construção desses modelos são os índices que possam caracterizar as condições clinicas dos pacientes recebidos em um hospital (por exemplo grau de comorbidade). No presente trabalho, um desses índices, o *índice de comorbidade de Charlson* (ICC) é aplicado e utilizado em um modelo de predição do tempo de permanência, combinado com outras variáveis como sexo, caráter de internação e tipo de alta, devido à importância dessas variáveis na produtividade (e custo) de uma unidade hospitalar.

Materiais e Métodos

Neste estudo foi utilizado o banco de dados do Sistema Único de Saúde (SUS) contendo informações das Autorizações de Internação Hospitalar (AIH). Estas correspondem às internações ocorridas de janeiro de 2001 a dezembro de 2002 em um hospital geral do município do Rio de Janeiro (Brasil), com 200 leitos, unidade de tratamento intensivo (UTI) neonatal e adulto, unidade coronariana e sem pronto atendimento. Foram consideradas as 5560 AIHs do período nas especialidades cirúrgica, clínica médica e pediátrica, sem restrição de idade.

Charlson *et al*. desenvolveram um grau de severidade para avaliar prognósticos baseados na idade e em condições clínicas, chamado *índice de comorbidade de Charlson* (ICC) [4]. Para as condições clínicas (comorbidades) são aplicados pesos (valores de 0, 1, 2, 3 e 6) calculados com base no risco relativo de mortalidade, obtendo-se assim o ICC diagnóstico (ICCD). Um índice de comorbidade que inclua a idade (ICCI) também pode se estimado, atribuindo-se um índice igual a 1 para cada período de 10 anos, a partir de 50 anos. Para obtenção do ICC combinado (ICCcomb) soma-se os valores do ICCD com o ICCI.

As categorias de classificação desenvolvidas por Charlson foram adaptadas ao CID-9 em 1992 no trabalho de Deyo *et al*. [5]. No presente trabalho, o ICC foi adaptado para os códigos da Classificação Internacional de Doenças, décima revisão (CID-10).

Para atribuir pesos às condições clínicas dos pacientes foram utilizados os diagnósticos definidos por Charlson e outras referências médicas [6,7].

O tempo de permanecia dos pacientes no hospital (variável dependente) foi modelado por uma regressão linear múltipla, utilizando-se como variáveis independentes o *ICCD,* o *sexo*, a *idade, o caráter de internação, o tipo de alta, o valor faturado com diagnóstico e terapia* (*VFSADT*) e a *internação do paciente na UTI.*

As variáveis *sexo* (masculino e feminino), *passagem do paciente pela UTI* (sim ou não), *tipo de alta* e *caráter de internação* (urgência ou eletiva) foram tratadas como variável *dummy,* assumindo os valores "0" ou "1". Os *valores faturados com diagnóstico e terapia* foram obtidos diretamente das AIHs, e representam o valor pago pelo SUS referente ao procedimento diagnóstico realizado. A variável *tipo de alta* foi dicotomizada, a partir de suas categorias originais, como "sem óbito" (pacientes que receberam alta, com permanência maior que 30 dias, ou que foram transferidos), codificada como zero, ou "óbito" (com ou sem autópsia), codificada como "1". Os pesos e condições principais utilizados para a construção do índice de Charlson estão listados na Tabela 1.

Tabela 1: Índice de Comorbidade de Charlson e seus pesos

Condição Clínica	Peso
AIDS Tumor sólido maligno metastático	6
Doença hepática moderada ou severa	3
Hemiplegia Leucemia Linfoma Diabetes com dano a órgão Doença renal moderada ou severa Tumor sólido maligno não metastático	2
Doença cerebrovascular Doença Pulmonar crônica Insuficiência cardíaca congestiva Doenças do tecido conjuntivo Demência Infarto agudo do miocárdio Doença Vascular Periférica Úlcera Diabetes sem dano a órgão Doença hepática branda ou cirrose	1

A construção do modelo linear procedeu-se da seguinte forma: todas as variáveis consideradas relevantes foram introduzidas conjuntamente, e, caso alguma delas não se mostrasse estatisticamente significante, o modelo era re-construído sem ela. O percentual da variância explicado R^2 (valor não ajustado), seu valor de significância, e os valores de significância de cada variável foram usados para avaliação do modelo [8]. O valor da significância de estatística escolhido para excluir uma variável do modelo foi 0,05. O pacote estatístico *R* foi utilizado para todo o processamento de dados. Os resultados do modelo encontram-se descritos na Tabela 2.

Resultados

Os diagnósticos de internação mais encontrados no presente estudo foram, respectivamente, *dor não especificada em outra parte,* (312 ocorrências - 5,6%), *Hérnia inguinal unilateral ou não especificada, sem obstrução ou gangrena,* (150 ocorrências - 2,7%), *Catarata senil nuclear*, (118 ocorrências - 2,1%) e *Leiomioma do útero* (116 ocorrências - 2,0%). A taxa de mortalidade hospitalar foi de 3,82% (n=211), sendo que, 16,90%, para o diagnóstico AIDS, 7,17%, para insuficiência cardíaca congestiva, 5,26% para doença vascular periférica, 27,58% para doença hepática moderada ou severa e 0% para diabetes com dano ao órgão.

Os pacientes permaneceram em média 7,51 dias internados, sendo que o tempo mínimo (TI), o tempo máximo (TX) e o tempo médio (TM), foram respectivamente em dias, para *AIDS* TI= 1, TX= 78, TM= 24, *doença vascular periférica* TI= 1, TX= 65, TM= 12, *insuficiência cardíaca congestiva* TI= 0, TX= 64, TM= 13 *e diabetes com dano ao órgão* TI= 2, TX= 86, TM= 20. O caráter de internação foi urgência em 50,48% dos casos. A idade média dos pacientes foi de 42 anos e 5,35% dos pacientes passaram pela UTI. Entre as AIHs somente 8,81% tiveram o diagnóstico secundário anotado. O valor total médio de reembolso foi de R$ 503,00. O ICCD foi igual ou superior a 1 em 20,29% dos casos (1128 ocorrências) O ICCcomb foi igual ou superior a 1 em 2803 (50,41%) das AIHs pesquisadas.

Dos modelos avaliados para obtenção do tempo de permanência (Tabela 2), o que demonstrou melhor ajuste foi o que incorpora as variáveis: *Idade + ICCD VFSADT + Permanência na UTI*. De acordo com os valores de R^2 obtidos, o modelo final foi capaz de explicar cerca de 40% da variância dos dados.

Discussão

É sabido que a qualidade do registro de informação em AIHs tem melhorado consistentemente ao longo do tempo [9]. Isto permite que modelos, como os apresentados aqui, sejam desenvolvidos a partir dessas bases, permitindo a estimativa de indicadores de produtividade hospitalares mais elaborados.

Os resultados do modelo de regressão mostraram que, com exceção das variáveis *caráter de internação* e *tipo de alta,* todas as outras variáveis analisadas

possuem uma associação positiva com a variável *tempo de permanência*.

O modelo desenvolvido foi capaz de explicar 40% da variabilidade dos dados, valor este que pode ser considerado relevante, dado que é difícil supor que, sem informações mais detalhadas sobre a condição clínica de cada paciente (por exemplo, exames laboratoriais), um percentual maior pudesse ser explicado. Por exemplo, Melfi *et al.* [10], em um estudo com objetivos similares, examinou a utilidade do ICC e de outros índices de comorbidade na predição do tempo de internação e mortalidade após cirurgia de joelho, e encontrou uma associação de apenas 17,43% entre o ICC e o tempo de permanência do paciente. Shwartz M. *et al.* [11] verificaram 44% de associação em um modelo que utilizava como variáveis independentes, sexo, idade, período de internação e índice de comorbidade comparado com as despesas hospitalares dos pacientes.

O uso de medidas de comorbidade como as dicutidas aqui podem ser compreendidas pelo fato de que, em qualquer trabalho que se proponha avaliar condições hospitalares, a determinação do perfil de pacientes atendidos é fundamental, uma vez que existe uma grande variabilidade na clientela específica de cada unidade, o que pode acarretar a introdução de tendências em uma análise. Por exemplo, naturalmente um hospital que receba pacientes mais graves poderá ter uma maior taxa de mortalidade, sem que isto signifique necessariamente um pior desempenho.

A utilização de índices de gravidade, como o discutido no presente trabalho, é uma estratégia simples para contornar esse problema. O ICC é um método válido e confiável que pode ser empregado na pesquisa clínica, utilizando dados de simples obtenção, uma vez que normalmente encontram-se disponíveis em bases de dados administrativos [12].

Muitas doenças antes classificadas como graves e de alta mortalidade tiveram seu curso alterado graças ao avanço da medicina e de técnicas de diagnóstico, como pode-se verificar nos pacientes com AIDS, que ganharam um peso elevado ("seis"), mas tiveram sua qualidade de vida aumentada desde 1987, devido às políticas de tratamento da doença adotadas no Brasil pelo Ministério da Saúde (MS). A quimioterapia foi outra área que também avançou muito, reduzindo a mortalidade de doentes com leucemia e linfoma. Estas constantes mudanças geram a necessidade de reavaliação dos pesos e condições clínicas na obtenção de índices de gravidade. Similarmente, a mudança na padronização internacional de doenças força a introdução de alterações no índice de gravidade calculado. Essas mudanças, no entanto, são positivas, uma vez que a nova codificação do CID (versão 10) é mais específica, aumentando o poder discriminatório do índice.

Na construção do índice foram utilizadas referências clínicas, para que pudesse ser estabelecida uma relação entre as doenças e os diagnósticos de Charlson. Por exemplo, Schechter e Marangoni descrevem que os diagnósticos o*utras aspergiloses pulmonares e criptococose cerebral* são uma complicação comum da infecção tardia pelo HIV, portanto, para essas doenças foi atribuído peso "seis", correspondendo a infecção pelo HIV [6,7].

No Brasil, dados administrativos referentes aos hospitais do SUS podem ser encontrados no sistema de informações hospitalares do Ministério da Saúde, que tem como base a AIH [13]. Note-se que cada AIH contém espaço para o preenchimento de somente um diagnóstico principal, um secundário e um procedimento realizado. Além disso, como constatado, o registro do diagnóstico secundário é sabidamente deficiente, o que causa uma avaliação incompleta do real estado de saúde do paciente, e, conseqüentemente, influencia na construção do ICC, que é baseado nas condições clinicas do paciente como um todo, incluindo diagnostico principal e os secundários. É urgente, portanto, que uma maior atenção seja dada ao correto preenchimento deste campo, presentemente negligenciado.

Referências

[1] OPAS. "Programación Desarrollo y Mantenimiento de Establecimentos de Salud" *Publicación Científica* Nº 441, OPAS, 1983

[2] RAMIARINA,R.A., ROURE R., MARIANO R., MARTINS F., ALMEIDA R.M.V.R. Relação Custo Benefício da Informatização do Serviço de Radiologia em Hospital de Emergência de Grande Porte. *XVIII CBEB* 4:71-73, 2002.

[3] TIERNEY, W.M., OVERHAGE, J., MCDONALD, C.J., "Demonstrating the Effects of IAIMS on Heath Care Quality Cost", *JAMIA*, 4(2), S41-S46, 1997.

[4] CHARLSON ME, POMPEI P, ALES KL, MACKENZIE CR. "A new method of classifying prognostic comorbidity in longitudinal studies: development and validation." *J Chron Dis,* 40:373-83, *1987.*

[5] DEYO RA. CHERKIN DC. CIOL MA., Adapting a clinical comorbidity index for use with ICD-9CM administrative databases. *J. Clin Epidemiol* 45:613-9, 1992.

[6] HARRISON *Medicina Interna,* Hill Interamericana do Brasil, 15ª Edição, 2002

[7] SCHECHTER M. e MARANGONI D. *Doenças Infecciosas conduta diagnostica e terapêutica,* Guanabara Koogan, 2ª edição, Rio de Janeiro, 1998.

[8] NETER J, WASSERMAN W KUTNER MH. *Applied Linear Regression Models* IRWIN Boston USA, 1989

[9] COSTA LS, PINHEIRO RS, ALMEIDA RMVR. Recuperação de Informação de Endereço na Base de Dados AIH: Percentual de Aproveitamento. *Cadernos de Saúde Coletiva* (em publicação).

[10] MELFI C., HOLLEMAN E., ARTHUR D. E KATZ B., (1995) *Selecting a patient characteristics index for the prediction of medical outcomes using administrative claims data.* J. Clin Epidemiol, 48(7): 917-9

[11] SHWARTZ M., IEZZONI LI., MOSKOWITZ MA., ASH AS., SAWITZ E. *The importance of comorbidities in explaining differences in patient costs*. Med Care 1996; 34:767-82.

[12] GROOT V., BECKERMAN H., LANKHORST G., BOUTER L., "How to measure comorbidity: a critical review of available methods." *J Clin Epidemiol*, 56, 221-229, 2003.

[13] MINISTÉRIO DA SAÚDE *CD-ROM - Movimento de Autorização de Internação Hospitalar*, Secretaria Executiva, Departamento de Informática do SUS, DATASUS, Brasil, 2001 e 2002.

Tabela 2 – Modelos de regressão linear para a predição do tempo de permanência do paciente, 5560 pacientes, 2000-2001.

Modelo 1 (R^2 = 0,43)			**Modelo 2 (R^2 = 0,43)**		
Variáveis	**Coeficiente. de regressão**	**Valor-p**	**Variáveis**	**Coeficiente. de regressão**	**Valor-p**
Sexo	0,56	0,038	*Sexo*	0,55	0,038
Idade	0,02	< 0,001	*Idade*	0,02	< 0,001
Caráter de internação	0,48	0,075	*ICCD*	1,68	< 0,001
ICCD	1,66	< 0,001	*VFSADT*	0,22	< 0,001
Tipo de alta	0,02	0,982	*Permanência em UTI*	-16,87	< 0,001
VFSADT	0,22	< 0,001			
Permanência em UTI	-16,85	< 0,001			

DETECÇÃO DE APNÉIA DURANTE O SONO UTILIZANDO MODELOS IDENTIFICADOS

P. M. Fagundes, D. J. Oliveira e L. A. Aguirre*

Laboratório de Modelagem, Análise e Controle de Sistemas Não-Lineares (MACSIN)
Universidade Federal de Minas Gerais/*Departamento de Engenharia Eletrônica, Belo Horizonte, Brasil

e-mail: pliniomfagundes@yahoo.com.br

Abstract: This work presents a study about the viability of sleep apnea detection by the identified model Jacobian matrix characteristics. Specifically, the Jacobian matrix eigenvalues position in the complex plane is used to classify the patient breathing pattern. For the modeling process, three tipical signals are used: Heart Rate Variability (HRV), Respiration (R) and Blood Oxygen Saturation (BOS), whith the R and HRV signals as the model inputs and the BOS signal as its output. The nonlinear identified model is obtained by polynomial multivariable NARMAX modeling and the behavior of the linear Jacobian matrix eigenvalues derived from each iteration is analyzed to detect the eminence of sleep apnea.

***Palavras Chaves*: Apnéia do sono, identificação de sistemas, monitorização.**

Introdução

Nas duas últimas décadas, grande atenção vem sendo dada ao estudo das causas [1] e conseqüências [2] do distúrbio fisiológico denominado apnéia durante o sono. Em função disso, cada vez mais são realizados estudos com o intuito de detectar e/ou diagnosticar essa síndrome [3] e [4]. Vários trabalhos a respeito da modelagem de sistemas biológicos com o objetivo de representar a evolução do paciente em direção a um quadro de apnéia durante o sono [5] podem ser encontrados na literatura.

De forma simplificada, apnéia durante o sono consiste em um distúrbio fisiológico que provoca repetidas paradas respiratórias durante o sono. A duração dessas paradas pode variar tipicamente de 20 segs a 1 min. Durante esse período de tempo, o nível de Saturação de Oxigênio no Sangue (SOS) cai até que o paciente respire profundamente 4 ou 5 vezes, e depois pare de respirar novamente. Configura-se então um estado cíclico entre respiração normal e parada respiratória.

O objetivo deste trabalho consiste em analisar a viabilidade da previsão do quadro de apnéia durante o sono por meio do comportamento dos autovalores da matriz Jacobiana do modelo identificado, mais especificamente o módulo do seu maior autovalor. Além disso, este trabalho apresenta sugestões para a construção de modelos que sejam úteis na classificação.

Materiais e Métodos

A base de dados utilizada para a elaboração deste trabalho consiste em três séries temporais de 34000 pontos. Essas séries são relativas a medições de três sinais fisiológicos amostrados a 2 Hz obtidas de um paciente do sexo masculino de 49 anos: Respiração (R), Variabilidade de Freqüência Cardíaca (VFC), e Saturação de Oxigênio no Sangue (SOS). Maiores informações a respeito da sua aquisição e processamento podem ser encontradas em [6]. A Figura 1 ilustra o as três séries.

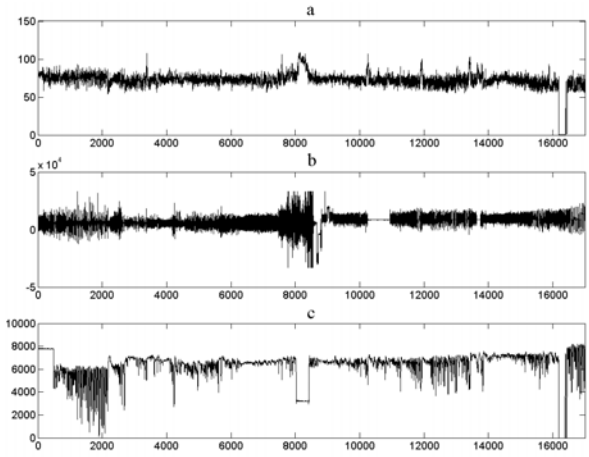


Figura 1 - Séries temporais (s). a) Variabilidade de Freqüência Cardíaca; b) Respiração; c) Saturação de Oxigênio no Sangue.

Essa base de dados foi dividida em janelas de tempo correspondentes a três quadros clínicos distintos: Respiração Normal (RN), Apnéia Intermitente (AI) e Apnéia (AP) [6]. A Tabela 1 representa um mapeamento de janelas de tempo comprovadamente correspondentes a aos quadros de RN, AI ou AP.

Tabela 1: Mapeamento de quadros clínicos em função do intervalo de tempo em segs.

Quadro Clínico	Intervalo de tempo (s)	Código
Respiração Normal	6500 a 6800	RN1
	6801 a 7000	RN2
	9350 a 9550	RN3
Apnéia Intermitente	4600 a 4800	AI1
	14160 a 14560	AI2
	14560 a 14760	AI3
Apnéia	1700 a 1900	AP1
	16500 a 16800	AP2
	16801 a 17000	AP3

As Figuras 2, 3 e 4 ilustram de forma mais detalhada o comportamento de cada um dos três sinais (VFC, R e SOS) para janelas de tempo correspondentes aos quadros clínicos de interesse.

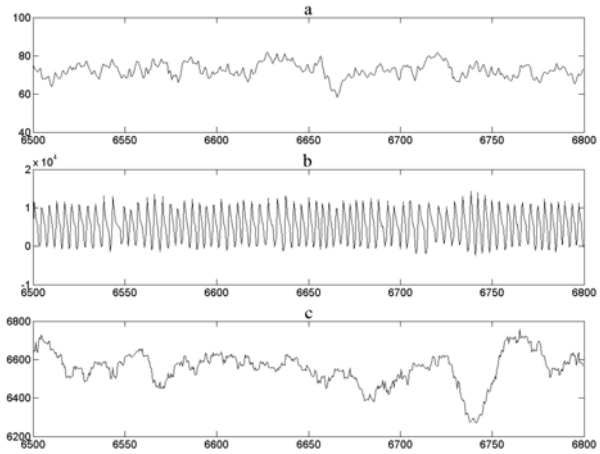


Figura 2 - Janela correspondente ao quadro de Respiração Normal (RN1). a) VFC; b) R; c) SOS.

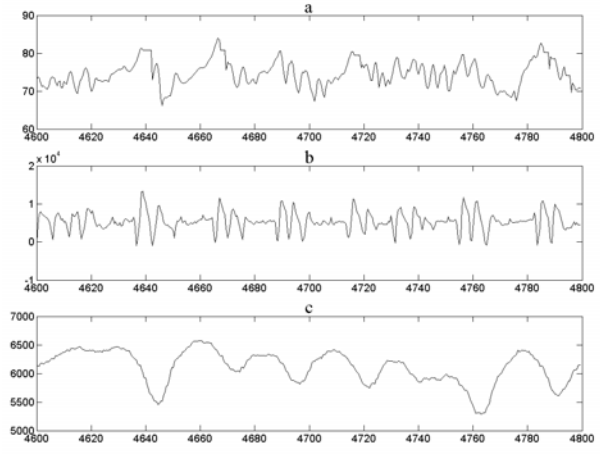


Figura 3 - Janela correspondente ao quadro de Apnéia Intermitente (AI1). a) VFC; b) R; c) SOS.

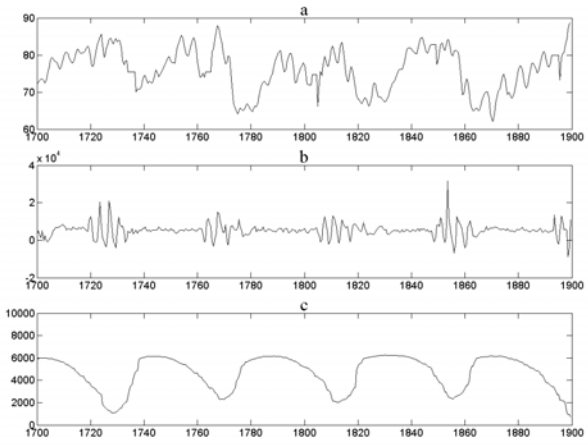


Figura 4 - Janela correspondente ao quadro de Apnéia (AP1). a) VFC; b) R; c) SOS.

O primeiro passo para a implementação do método de detecção de apnéia durante o sono proposto por este trabalho consiste na identificação de um modelo NARMAX (*Nonlinear Autoregressive Moving Average with Exogenous Inputs*) polinomial para o sistema representado pelos sinais FC, R e SOS. Um modelo NARMAX polinomial multivariável pode ser representado por [7]

$$\begin{aligned}\mathbf{y}(k) \;=\; f^{l}[\; & \mathbf{y}(k-1),\cdots,\mathbf{y}(k-n_y),\cdots, \\ & \mathbf{u}(k-\tau_d),\cdots,\mathbf{u}(k-n_u),\cdots, \\ & \mathbf{e}(k-1),\cdots,\mathbf{e}(k-n_e)\;]+\mathbf{e}(k)\end{aligned} \qquad (1)$$

em que

$$\mathbf{y}(k)=\begin{bmatrix} y_1(k) \\ y_2(k) \\ \vdots \\ y_n(k) \end{bmatrix} \quad \mathbf{u}(k)=\begin{bmatrix} u_1(k) \\ u_2(k) \\ \vdots \\ u_r(k) \end{bmatrix} \quad \mathbf{e}(k)=\begin{bmatrix} e_1(k) \\ e_2(k) \\ \vdots \\ e_m(k) \end{bmatrix}$$

Em (1), n_u, n_y e n_e representam o atraso máximo considerado para os sinais de entrada, saída e ruído, respectivamente e τ_d representa o atraso da resposta do sistema medido em unidades de intervalos de amostragem, Ts = 0,5 s. Além disso, **u**(k) e **y**(k) são vetores de tamanho r e n que representam as séries temporais dos sinais de entrada e saída do sistema, respectivamente, obtidas amostrando-se **u**(t) e **y**(t) segundo intervalos de amostragem Ts. **e**(k) representa incertezas, possíveis sinais de ruído, dinâmicas não modeladas, etc, e $f^l[.]$ é alguma função não-linear de **u**(k), **y**(k) e **e**(k). Neste trabalho $f^l[.]$ é considerada um polinômio de grau de não-linearidade igual a 2, mas outras representações são encontradas na literatura. O algoritmo de identificação de modelos NARMAX polinomial é descrito detalhadamente em [7].

A equação (1) representa um sistema multivariável com r sinais de entrada e n sinais de saída. O modelo identificado neste trabalho possui um sinal de saída y(k)

(SOS), e dois sinais de entrada $u_1(k)$ e $u_2(k)$ (VFC e R respectivamente) o que implica r = 2 e n = 1.

Para a classificação dos vários modelos encontrados, utilizou-se o índice RMSE (*Root Mean Square Error*), que pode ser representado por

$$RMSE = \frac{\sqrt{\sum_{k=1}^{N}(y(k)-\hat{y}(k))^2}}{\sqrt{\sum_{k=1}^{N}(y(k)-\overline{y})^2}} \qquad (2)$$

em que

$\hat{y}(k)$ = Sinal de saída estimado pelo modelo
$\overline{y}$ = Média do sinal medido y(k)

O RMSE qualifica o modelo quanto à sua capacidade de prever o sinal em relação ao previsor trivial de média. Quanto menor for o índice RMSE tanto melhor o modelo em questão explica o sinal medido em relação ao valor médio do sinal.

O próximo passo na implementação do método descrito neste trabalho consiste em determinar-se a matriz Jacobiana do modelo identificado (1). A matriz Jacobiana de um modelo (1) pode ser definida como [7]:

$$J = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \cdots & 1 \\ \frac{\partial f}{\partial y(k-n_y)} & \frac{\partial f}{\partial y(k-n_y+1)} & \frac{\partial f}{\partial y(k-n_y+2)} & \cdots & \frac{\partial f}{\partial y(k-1)} \end{bmatrix} \qquad (3)$$

O método de detecção de apnéia durante o sono descrito neste trabalho consiste na análise do comportamento dos autovalores da matriz Jacobiana do modelo identificado, mais especificamente no módulo do seu maior autovalor.

Resultados

Dentre os melhores modelos encontrados, destaca-se o seguinte:

$$\begin{aligned} y_1(k) = {} & \\ & +1.4455\, y_1(k-1) - 0.72028\, y_1(k-5) \\ & -0.18762\, y_1(k-3) + 0.16886\times 10^{+4} \\ & -0.20098\times 10^{-1}\, u_1(k-9)u_1(k-1) \\ & +0.14217\times 10^{-6}\, u_2(k-10)u_2(k-3) \\ & +0.79815\times 10^{-4}\, y_1(k-5)y_1(k-2) \\ & +0.29836\times 10^{-3}\, u_2(k-8)u_1(k-6) \\ & -0.78266\times 10^{-8}\, u_2(k-9)u_2(k-3) \\ & +0.29558\times 10^{-1}\, u_1(k-8)u_1(k-1) \\ & -0.48452\times 10^{-4}\, y_1(k-2)y_1(k-1) \\ & -0.28306\times 10^{-3}\, u_2(k-8)u_1(k-7) \\ & -0.11191\times 10^{-1}\, u_1(k-5)u_1(k-1) \\ & -0.46632\times 10^{-7}\, u_2(k-3)u_2(k-3) \\ & +0.72532\times 10^{-7}\, u_2(k-5)u_2(k-1) \\ & +\sum_{i=1}^{20}\widehat{\Theta}_i E(k-i) \end{aligned} \qquad (4)$$

utilizando-se AI2 como janela de identificação e toda a base de dados (34000 pontos) como janela de validação.

Uma vez que o modelo identificado (4) trata-se de um modelo de 5ª ordem (n_y = 5), sua matriz Jacobiana é 5x5 e portanto, possui 5 autovalores. Com isso, a última linha da matriz Jacobiana (3) do modelo identificado é representada por

$$\begin{aligned} \frac{\partial y_1(k)}{y_1(k-5)} &= -0.72028 + 0.79815\times 10^{-4}\, y_1(k-2); \\ \frac{\partial y_1(k)}{y_1(k-4)} &= 0; \\ \frac{\partial y_1(k)}{y_1(k-3)} &= -0.18762; \\ \frac{\partial y_1(k)}{y_1(k-2)} &= +0.79815\times 10^{-4}\, y_1(k-5) - 0.48452\times 10^{-4}\, y_1(k-1); \\ \frac{\partial y_1(k)}{y_1(k-1)} &= +1.44550 - 0.48452\times 10^{-4}\, y_1(k-2); \end{aligned} \qquad (5)$$

De posse da matriz Jacobiana do modelo identificado, resta analisar o comportamento do seu maior autovalor (em módulo) à medida em que a matriz J é avaliada ao longo de todos os pontos pertencentes à base de dados. A Figura 5 ilustra tal comportamento.

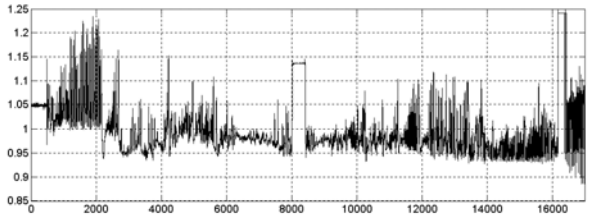


Figura 5: Módulo do maior autovalor de J em função do tempo (s) para toda a base de dados.

A Figura 6 apresenta de forma mais detalhada o comportamento do maior autovalor em módulo de J para três das janelas de tempo discriminadas na Tabela 1 - mais especificamente, as mesmas ilustradas nas Figuras 2 (RN1), 3 (AI1) e 4 (AP1) respectivamente.

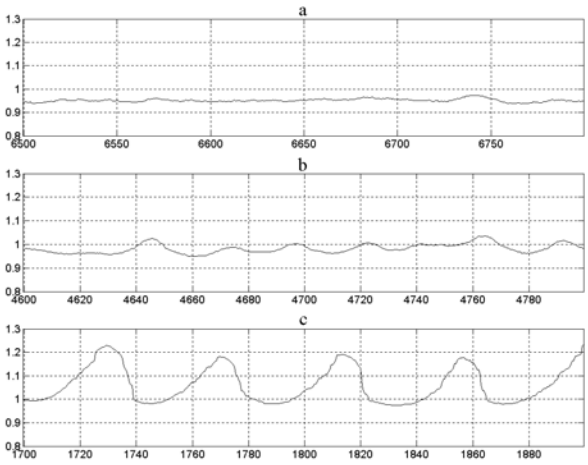


Figura 2: Comportamento do maior autovalor em módulo de J para janelas de tempo correspondentes a quadros clínicos de interesse. a) Respiração Normal; b) Apnéia Intermitente; c) Apnéia.

Discussão

Com respeito à construção dos modelos identificados, as seguintes observações são feitas:

1 - Apenas janelas de identificação correspondentes ao quadro de apnéia não geraram bons modelos.

2 - Um baixo RMSE para o modelo identificado é condição necessária, mas não suficiente para se obter um bom modelo.

3 - Destaca-se a grande importância dos regressores presentes na matriz Jacobiana. É a presença de regressores na matriz Jacobiana que faz com que seus autovalores não sejam constantes como no caso de modelos lineares. No entanto, nem todos os regressores presentes na estrutura do modelo são igualmente eficazes. Para um maior entendimento a respeito desse aspecto, primeiramente é importante destacar o fato de que a rotina responsável pela construção dos modelos identificados neste trabalho agrupa seus termos de acordo com sua relevância para o próprio modelo. Com isso, os primeiros termos presentes na representação de um modelo são os que melhor caracterizam o seu comportamento, enquanto aqueles escolhidos por último são menos importantes. Observou-se que sobreparametrizar o modelo (que é um problema comum ao se trabalhar com modelos não-lineares) resulta no aparecimento de termos adicionais (espúrios) na matriz Jacobiana e que seu poder de classificação do regime respiratório deteriora.

Conclusão

A detecção de apnéia durante o sono por meio de modelos identificados é possível. No presente trabalho, utilizou-se como critério de classificação a estabilidade local do ponto fixo da série de SOS. Essa estabilidade foi quantificada utilizando-se as matrizes Jacobianas dos modelos identificados. Tais matrizes não são constantes pelo fato dos modelos serem não-lineares. O procedimento de classificação seguido no presente trabalho coincide bastante com uma classificação disponível em literatura feita por equipe médica [6].

Verificou-se que o problema de sobreparametrização dos modelos identificados tem implicações evidentes no procedimento de classificação descrito. Além disso, o procedimento desenvolvido não requer grande esforço computacional, o que resulta na possibilidade de futuras implementações recursivas e/ou em tempo real para o monitoramento de padrões respiratórios.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPQ) e à Fundação de Amparo à Pesquisa do estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pelo apoio financeiro.

Referências

[1] KAPLAN, V. et al, "Detection of inspiratory flow limitation during sleep by computer assisted respiratory inductive plethysmography", *European Respiratory Journal* 15(**3**):570-578, 2000.

[2] PETER, J.H. et al, "Manifestations and consequencies of obstructive sleep-apnea", *European Respiratory Journal* 8(**9**):1572-1583, 1995.

[3] ZYWIETZ C.W. et al, "ECG analysis for sleep apnea detection", *Methods of Information in Medicine* 43(**1**):56-59, 2004.

[4] DE CHAZAL, P. et al, "Automated processing of the single-lead electrocardiogram for the detection of obstructive sleep apnoea", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 50(**6**):686-696, 2003.

[5] AGUIRRE, L.A., BARROS, V.C. and SOUZA, A.V.P, "Nonlinear multivariable modeling and analysis of sleep apnea time series", *Computers in Biology and Medicine* 29(**3**):207-228, 1999.

[6] RIGNEY, D.R et al, 'Multi-channel physiological data: Description and analysis', *A.A. Weigend, N.Ac Gershenfeld (Eds) in Time Series Prediction, Addison-Wesley*, New York, U.S.A, 1994, pp. 105-129, 1994.

[7] AGUIRRE, L.A., *Introdução à Identificação de Sistemas – Técnicas Lineares e Não-Lineares Aplicadas a Sistemas Reais*, Belo Horizonte: Editora da UFMG, 2004.

SISTEMA DE ASESORÍA REMOTA EN CASO DE POSIBLE INFARTO AL MIOCARDIO

A. Gutiérrez

Centro de investigación en Computación – IPN, México D.F., México

e-mail: agutierr@cic.ipn.mx

Abstract: In order to improve diagnosis and medical assistance of patients suffering a myocardial infarction, a transtelephonic advice system to work between 3rd and 2nd level hospitals was developed. A PIC16C773 is the transmitter core. The signal is obtained from commercial electrocardiographs and also, commercial V.92 modems are used. Digitized standard ECG (12 bits, Fs=500Hz, 4s per lead + 15s lead II) is transmitted at 19200 bps. The system switches to voice mode in order to deal whit clinical data, diagnosis and treatment. A PC, including a printer and a modem, was implemented as receiver. The most important Mexican health service (IMSS) will be the system user.

Keywords: remote advice, myocardial infarction, ECG

Introducción

Las enfermedades del corazón, en particular las afecciones coronarias, se han convertido en una de las principales causas de muerte en México [1].

La aplicación de la trombolisis como tratamiento relativamente efectivo, seguro, económico y fácil de aplicar en el caso de infarto al miocardio, ha aumentado en forma considerable la probabilidad de vida del paciente, así como el número de pacientes que es posible atender. El uso de este tratamiento también se caracteriza por proporcionar mayores beneficios si se aplica a la brevedad una vez aparecidos los síntomas; clínicamente se maneja una ventana óptima menor a dos horas y útil de seis horas [2-7].

A pesar de contar con el medicamento, el problema de atención no se ha solucionado, ya que persisten dificultades para efectuar rápida y confiablemente el diagnóstico e iniciar la aplicación del tratamiento (por ejemplo, en los hospitales pequeños no hay especialistas, la demora que implica el traslado del paciente a un centro médico apropiado es muy grande, los protocolos de admisión en algunos hospitales provocan una demora considerable [8-10]).

En forma general se han planteado dos soluciones para este problema: 1) Asignar personal médico altamente calificado a los servicios de urgencias y ambulatorios, o capacitar al personal existente en lo referente al diagnóstico de infarto y aplicación del trombolítico [11]. 2) Capacitar al personal de urgencias en la aplicación del trombolítico y en el registro y transmisión de un electrocardiograma (ECG). Cardiólogos expertos reciben y analizan el ECG y efectúan el diagnóstico que es transmitido al servicio de urgencias involucrado junto con la orden de iniciar un tratamiento.

La adopción de alguna de estas técnicas o ambas, depende de las características geográficas, demográficas, económicas y de desarrollo de un país o región. El presente reporte corresponde a una versión más del enfoque transmisión – asesoría y es una actualización de un sistema previamente diseñado y empleado temporalmente en el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) [12]. Al igual que en la primera versión, se desechó la posibilidad de emplear sistemas comerciales con el fin de obtener un diseño a la medida, que aproveche los recursos institucionales y considere las necesidades particulares de los futuros usuarios.

Materiales y Métodos

El requisito fundamental de diseño fue: aprovechar los recursos con los que cuenta el IMSS. Por este motivo, se decidió emplear la línea telefónica conmutada como medio de transmisión (considerando que en el centro asesor se usa un conmutador atendido por operadora), y obtener el ECG a partir de los equipos con los que ya cuenta el instituto. Además, se planteó la necesidad de obtener una calidad de señal similar a la que se obtiene para el diagnóstico en clínica.

Así, se optó por transmitir digitalmente a través de módems comerciales. A diferencia de los sistemas especializados para transmitir ECG, la producción masiva de estos dispositivos propicia costos muy bajos, gran cantidad de proveedores y mucha facilidad para la actualización.

Ya que, por norma, todos los electrocardiógrafos cuentan con una salida analógica, se escogió ésta como fuente de señal.

Una vez planteadas las necesidades de conversión A/D y comunicación con un módem comercial, se buscó un microcontrolador que contuviera los dispositivos apropiados para cubrir estas necesidades. Se seleccionó el PIC16C773.

Ya que en el receptor se requiere visualizar, imprimir y almacenar tanto ECG como datos clínicos, se optó por adaptar una PC para este propósito.

Características del ECG a transmitir. Considerando una ganancia de 1000 y un ancho de banda de 0.05 a

100 Hz para los electrocardiógrafos, se seleccionaron una resolución de 12 bits y una frecuencia de muestro de 500 Hz. Así, es posible medir fielmente todas los componentes del ECG, incluyendo el desnivel del segmento ST, principal indicador electrocardiográfico de isquemia cardiaca.

Se decidió transmitir 4 s de cada una de las derivaciones estándar más un trazo de aproximadamente 15 s de la derivación II para analizar ritmo.

Lenguajes de programación. Ya que el núcleo del transmisor es un microcontrolador PIC16C773 [13], el programa transmisor fue desarrollado en el ambiente MPLAB [14] y codificado en lenguaje ensamblador. El programa del receptor, una computadora personal, fue codificado en C++Builder para usarse en el sistema operativo Windows.

Módems. Se seleccionaron módems U.S.Robotics V.92, que fueron configuraos mediante sus interruptores para entregar resultados en forma numérica y cancelar el eco.

Pruebas en el laboratorio. Con el fin de probar el protocolo de comunicación, en el laboratorio se emplearon 2 líneas telefónicas y se transmitieron secuencias conocidas que comprendían números entre 0 y 4095 (el rango del convertidor A/D). Estas se verificaron byte a byte y se contabilizaron los errores.

Para probar el sistema completo, se alimentó señal con un generador de funciones, se ejecutaron todas las rutinas y se evaluaron amplitudes pico – pico e intervalos de las señales recibidas.

Resultados

Programa del transmisor. En forma general, dicho programa consta de las rutinas para:

- Configuración del convertidor A/D, del contador 0 (para controlar la frecuencia de muestreo), del puerto serial asíncrono y de los puertos de uso general para manejar dos teclas (marcar/enviar y voz/ECG) y 15 indicadores luminosos (uno por derivación y dos más asociados a la función de las teclas).
- Establecer 19200 bps, un bit de paro y 8 de datos sin paridad.
- Marcar el número telefónico del receptor que se programó en la memoria del módem y conmutar a voz (permite usar un conmutador atendido por operadora).
- Después de que se han transmitido verbalmente los datos clínicos del paciente, conmutar a modo de datos y recibir la indicación por parte del asesor de que derivación digitalizar y transmitir, indicar al usuario la petición recibida y efectuar dichas tareas hasta transmitir satisfactoriamente el ECG completo.
- Conmutar a voz para permitir a los médicos la comunicación del diagnostico y tratamiento del paciente.

Programa del receptor. Consta de las rutinas para:

- Presentar y administrar el ambiente gráfico de la aplicación: pantallas para el llenado de datos clínicos, la recepción de ECG y el llenado del tratamiento y diagnósticos definitivos.
- Establecer 19200 bps, un bit de paro y 8 de datos sin paridad.
- De acuerdo a una orden del usuario, transmitir la indicación de la derivación a digitalizar y transmitir. Graficar las señales recibidas.
- Conmutar a voz para permitir a los médicos la comunicación de diagnostico y tratamiento del paciente.
- Almacenar en el disco duro, imprimir y desplegar la información recibida (señales y datos clínicos).

Protocolo de comunicación. Para coordinar la actividad del transmisor y el receptor se desarrolló e implementó el protocolo de comunicación mostrado en la Tabla 1.

Tabla 1. Protocolo de comunicación.

TRANSMISOR	RECEPTOR
1. Marca al centro de asesoría y conmuta a voz.	
	2. El medico contesta y recibe verbalmente los datos clínicos.
3. El PIC espera orden del usuario para conmutar a datos y al recibirla efectúa la tarea.	
	4. El programa espera orden del usuario para conmutar a datos y al recibirla efectúa la tarea.
	5. A petición del médico, envía identificador de derivación a transmitir.
6. Si se recibe un identificador válido de derivación se da aviso al usuario y se transmite la señal.	
	7. Si después del tiempo apropiado no se ha recibido la derivación solicitada el programa permite que el médico la solicite nuevamente, solicite otra derivación o conmute a voz.
	8. Se repite desde el paso 5 hasta que el médico asesor considera que todas las derivaciones han sido recibidas satisfactoriamente.
	9. Se transmite orden para conmutar a voz y conmuta.
8. Se recibe orden de conmutar a voz y conmuta.	

Transmisor (Figura 1). Ya que el PIC16C773 cuenta con una memoria de programa de 4 Kbytes y los datos son transmitidos conforme se digitalizan, no fue necesario agregar ningún tipo de memoria externa.

Para la operación propia del microcontrolador, se agregó un oscilador a cristal que opera a una frecuencia de 4 MHz. También se agregó un botón de reset, su función es reiniciar el proceso a petición del usuario.

El convertidor A/D se programó para emplear AVDD y AVSS como referencias de voltaje (0 y 5 V), por este motivo es necesario agregar 2.5 V de CD a la señal obtenida de los electrocardiógrafos. Para esta tarea se empleó un amplificador operacional de uso general, mismo que cumple con la función de adecuación de impedancias.

Para lograr los niveles de tensión requeridos por la norma RS232 y conectarse al módem sin la necesidad de fuentes de alimentación adicionales, se empleó el circuito MAX232, convertidor TTL - RS232 – TTL.

Pruebas en el laboratorio. Durante las pruebas byte a byte para establecer la confiabilidad del protocolo de comunicación no se presentó ningún error, situación esperada ya que los módems actuales cuentan con los medios para su detección y corrección.

Las mediciones de amplitud e intervalos de las señales recibidas sólo tenían como fin detectar algún error en la operación general del sistema, por tal motivo no se reportan tablas con valores promedio, porcentajes de error y otros datos que serían necesarios en caso de intentar medir las características del convertidor A/D.

Discusión

La siguiente etapa del desarrollo consistirá en iniciar las pruebas en clínica, incorporar las propuestas hechas por los médicos que resulten apropiadas y factibles, entrenar al personal médico que empleará el sistema, reproducir el dispositivo transmisor e iniciar la operación entre hospitales del IMSS de nivel 2 como solicitantes de asesoría y el Hospital de Especialidades del Centro Médico Nacional La Raza como asesor. Pero, incluso antes de efectuar la validación clínica y con base en los resultados de proyectos anteriores [12], es posible afirmar que el desarrollo presentado, permitirá ayudar a disminuir la carga social que representan las enfermedades cardiovasculares. Se espera una mayor certeza en el diagnóstico al permitir que sea efectuado por especialistas, aplicar oportunamente el tratamiento apropiado y evitar traslados innecesarios con la consecuente liberación de recursos en los hospitales de nivel 3.

En relación a este último punto de optimizar los recursos hospitalarios disponibles, considere que una dosis de trombolítico que deja de aplicarse ante un verdadero infarto, deteriora gravemente la salud del paciente e implica una larga estancia hospitalaria. Por otro lado, una dosis que se aplica innecesariamente pone en riesgo la vida del paciente y cuesta más que un transmisor como el que se desarrolló.

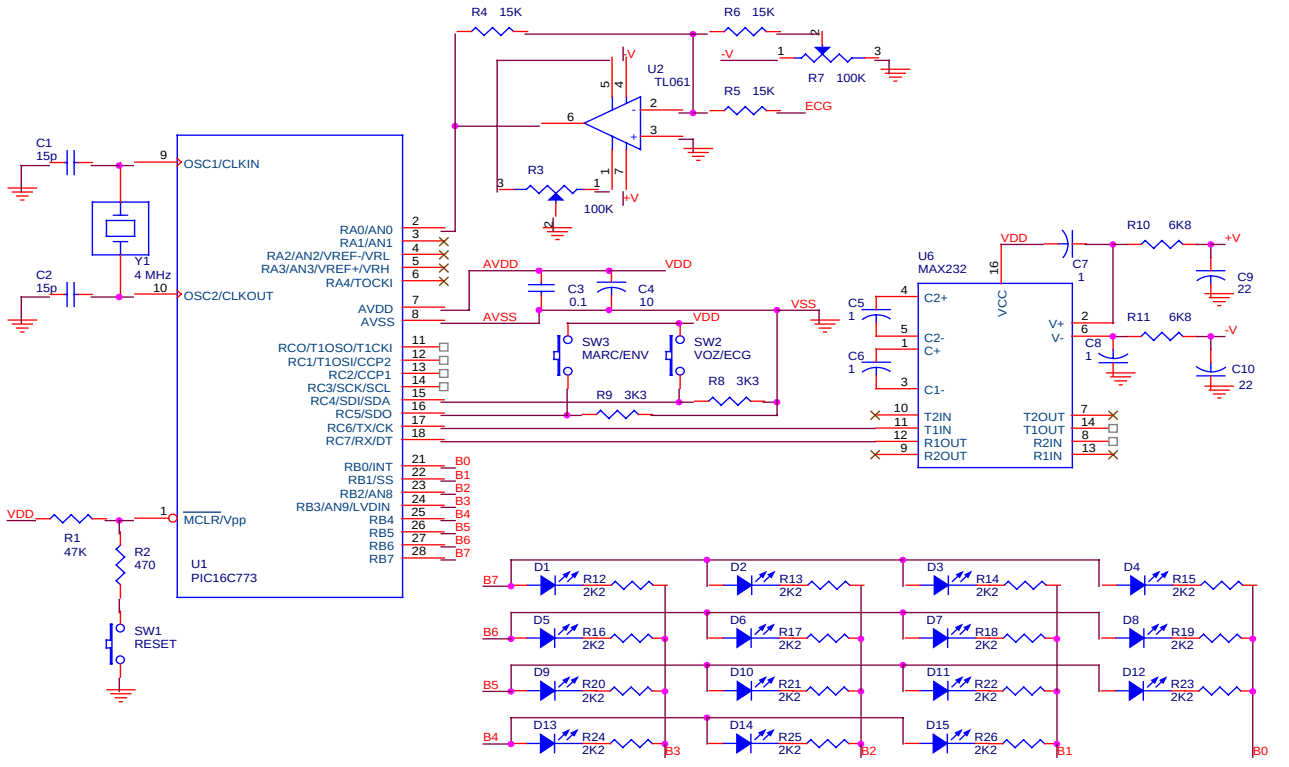


Figura 1. Diagrama esquemático del transmisor.

Agradecimientos

Al Dr. Marco Antonio Ramos Corrales por su participación en la selección de la información clínica que se registra en el sistema.

Proyecto sustentado por el CONACyT (C01-8039) y el IPN.

Referencias

[1] Dirección General de Información en Salud, Secretaría de Salud, México. Dirección internet: http://www.salud.gob.mx/apps/htdocs/estadisticas/mortalidad/mortalidad.htm, visitado en 20/05/2004.

[2] Gruppo Italiano per lo Studio della Streptochinasi nell'Infarto Miocardico (GISSI), "Effectiveness of intravenous thrombolytic treatment in acute myocardial infarction", *Lancet*, 1(8478):397-402, 1986.

[3] ISIS-2 (Second International Study of Infarct Survival) Collaborative Group, "Randomised trial of intravenous streptokinase, oral aspirin, both or neither among 17187 cases of suspected acute myocardial infarction: ISIS-2", *Lancet*, 2(8607):349-60, May 1988.

[4] ISIS-3 (Third International Study of Infarct Survival) Collaborative Group. ISIS-3, "A randomised comparison of streptokinase vs tissue plasminogen activator vs anistreplase and aspirin plus heparin vs aspirin alone among 41,299 cases of suspected acute myocardial infarction", *Lancet*, 339(8796):753-70, 1992.

[5] The International Study Group, "In-hospital mortality and clinical course of 20,891 patients with suspected acute myocardial infarction randomised between alteplase and streptokinase with or without heparin", *Lancet*, 336(8707):71-5, 1990.

[6] The GUSTO Investigators, "An International randomized trial comparing four thrombolytic strategies for acute myocardial infarction", *N Engl J Med*, 329(10):673-82, 1993.

[7] Morrison L J, Verbeek P R, McDonald A C, Sawadsky B V, Cook D J, "Mortality and prehospital thrombolysis for acute myocardial infarction: A meta-analysis", *JAMA*, 283(20):2686-92, 2000.

[8] Lambrew C.T., Weaver W.D., Rogers W.J., Bowlby L.J., Rubison R.M., French W.J., "Hospital Protocols and Policies that may Delay Early Identification and Thrombolytic Therapy of Acute Myocardial Infarction Patients", *J Thromb Thrombolysis*, 3(4):301-6, 1996.

[9] Stern R., Arntz H.R., "Prehospital thrombolysis in acute myocardial infarction", *Eur J Emerg Med*, 5(4):471-9, Dec 1998.

[10] Cannon C.P., Sayah A.J., Walls R.M., "Prehospital thrombolysis: an idea whose time has come", *Clin Cardiol*, 22(8 Suppl): IV10-9, Aug 1999.

[11] Birkhead J.S., "Trends in the provision of thrombolytic treatment between 1993 and 1997", *Heart*, 82(4): 438-42,Oct 1999.

[12] Gutiérrez A., Hernández P.R., Lara M., Ramos M.A., Medécigo J.M., "Transmisor – Receptor de ECG para el Diagnóstico de Infarto al Miocardio", *Rev Mex Ing Bioméd*, 19(3):13-19, 1998.

[13] Microchip Technology Inc. PIC16C77X data sheet. Documento número DS30275A. Se obtuvo en: http://www.microchip.com/

[14] Microchip Technology Inc. MPLAB IDE, Simulator, Editor User´s Guide. Documento número DS51025E. http://www.microchip.com/

AUXÍLIO NA DECISÃO PARA AQUISIÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICOS UTILIZANDO REDES NEURAIS ARTIFICIAIS

Ernesto F. F. Ramírez*, Giovani Baratto* e Saide J. Calil**

* Universidade Estadual de Londrina/Departamento de Engenharia Elétrica, Londrina, Brasil
** Universidade Estadual de Campinas/Departamento de Engenharia Biomédica, Campinas, Brasil

e-mail: ferreyra@uel.br

Abstract: **This paper shows an application of Artificial Neural Networks (ANN) to model the decision-making process during a medical equipment procurement. It was performed through an inquiry, to several clinical engineers from diverse regions of Brazil, that consisted on a simulated evaluation chart of purchasing proposals. After some correlation, regression and variance analysis, the answers were normalized and fed several models of ANN, which varied from a single Perceptron trained with the LMS algorithm to 2-hidden-layer Perceptrons. The final results showed that the decision-making process could be summarized, with an acceptable error, into a linear function, which will permit an easy explanation of the ANN answers.**
Key-Words: **Clinical Engineering; Purchase; Artificial Neural Networks.**

Introdução

Na década de 90, um estudo feito em 500 hospitais norte-americanos mostrou, que nos hospitais de 300 a 400 leitos estudados, mais de 30% dos gastos hospitalares eram consumidos na aquisição e manutenção de equipamentos de alta tecnologia [1]. Na mesma década, no Brasil as importações de equipamentos médicos saltaram de US$ 272 milhões em 1989 para US$ 1,2 bilhão em 1998 [2]. Além disto, pode-se estimar gastos na ordem de US$ 71 milhões anuais com mão-de-obra de manutenção de equipamentos [3]. Grande parte desses gastos com manutenção são gerados em conseqüência de processos de aquisição, desenvolvidos sem a participação de pessoal especializado na área e com conhecimento sobre os equipamentos a serem adquiridos. Por um outro lado, nem todos os hospitais, principalmente os de pequeno e médio porte, têm condições financeiras de manter uma estrutura com essa finalidade. Com isto, essas instituições correm o risco de adquirirem equipamentos e dispositivos de baixa qualidade e com alto custo operacional.

Percebendo essa necessidade, neste trabalho é proposto um modelo para auxílio na tomada de decisão, baseado em redes neurais artificiais (RN), que procure simular o processo de avaliação desenvolvido por um especialista, durante a análise de propostas em processos de aquisição de equipamentos médicos. Atualmente, as RN são aplicadas em diversas áreas do conhecimento, como modelamento e reconhecimento de padrões, por causa da sua capacidade de aprender a partir de exemplos [4]. Assim elas poderão ser úteis no processo de aquisição de equipamentos devido à sua natureza heurística e capacidade de generalização, que lembram o raciocínio humano.

Materiais e Métodos

Histórico do Estudo: Em trabalho anterior [5], foi apresentada uma planilha para avaliação de propostas de fornecimento de bombas infusoras durante uma licitação. Nesta planilha, todos os itens da especificação foram agrupados nos fatores Custo, Desempenho e Ergonomia, que receberam arbitrariamente os pesos 4, 4 e 2 para o cálculo da nota final. Este trabalho mostrou a necessidade de estabelecer os valores reais dos pesos para cada um dos fatores, pois isto afetaria significativamente o resultado da avaliação. Assim, pensou-se em fazer uma pesquisa com diversos profissionais brasileiros, que estão envolvidos com aquisição de equipamentos, para estimar os valores desses pesos. Entretanto, surgiram algumas questões:

- Seria necessário a utilização de um maior número de fatores para avaliação das propostas de fornecimento de equipamentos médicos?
- Os valores dos pesos poderiam divergir de acordo com a experiência do profissional e o perfil da instituição onde este trabalha?

Para isso, realizou-se um estudo-piloto com apenas três engenheiros clínicos atuando em diferentes estados no país [6]. Nesse trabalho foi fornecida aos especialistas uma planilha de avaliação contendo 20 propostas imaginárias, compostas por notas de Custo, Desempenho e Ergonomia geradas aleatoriamente pelo MS-Excel®. Esses engenheiros clínicos tiveram que atribuir uma única nota final para cada uma das vinte propostas. Observou-se que a correlação entre as respostas fornecidas foi sempre maior que 0,9. Com estes dados, foi treinada uma rede neural artificial (RN) com o algoritmo de Retro-Propagação (*Back-Propagation*), onde as notas de Custo, Desempenho e Ergonomia representaram as entradas e as notas finais atribuídas pelos especialistas foram as saídas. A melhor arquitetura encontrada foi um perceptron com 02 camadas escondidas, tendo 5 neurônios na primeira e 3

neurônios na segunda. O erro quadrático médio encontrado entre as respostas da RN e a média das respostas dos especialistas ficou em torno de 0,07.

Com os resultados do estudo-piloto, decidiu-se ampliá-lo através do mesmo sistema de consultas a um número maior de engenheiros clínicos brasileiros. Neste trabalho serão mostrados os resultados deste novo estudo.

Condução da Pesquisa: Foi enviado um arquivo através de e-mail contendo uma tabela no MS-Word® semelhante à planilha do estudo-piloto para 33 engenheiros clínicos brasileiros em atividade nas regiões Nordeste (03), Sudeste (16), Sul (12) e Centro-Oeste (02). As respostas obtidas (somente 15 engenheiros responderam) foram submetidas a análises de correlação, regressão e de variância para separar as respostas muito discordantes e diminuir o nível de ruído nas entradas da RN.

Treinamento da Rede Neural: Através de softwares desenvolvidos na ferramenta científica MATLAB® foram implementados: o algoritmo de mínimos quadrados (*LMS*) para um único perceptron com função de ativação linear; e o algoritmo de Retro-propagação utilizando neurônios com a função de ativação tangente hiperbólica. Foram treinados vários modelos de arquitetura de redes neurais (perceptron LMS e perceptron com 01 e 02 camadas escondidas) para diversos valores dos coeficientes de aprendizagem e de inércia. Para cada modelo, foram treinadas 100 redes neurais independentes com seleção aleatória e sem reposição, das amostras de treinamento (70% do total de amostras) e de teste (30% do total de amostras). Assim, o erro quadrático médio final (EQMF) para cada modelo representou a média dos menores erros quadráticos médios ($EQM_{mín}$) encontrados durante o treinamento de cada uma das 100 redes neurais independentes. Tanto as entradas como as saídas foram normalizadas (divididas por 10) para garantir valores de entrada e saída entre -1 e 1, e evitar que a rede neural (RN) saturasse. Por isso, os erros quadráticos finais foram desnormalizados (multiplicados por 100). Para evitar super-treinamento da RN, os pesos sinápticos armazenados foram guardados no momento em que foi atingido o $EQM_{mín}$ de cada sessão de treinamento.

Escolha do Melhor Modelo: Foram escolhidos os modelos de perceptron LMS, perceptron com 01 camada e perceptron com 02 camadas escondidas que melhor representassem as respostas dos especialistas consultados, ou seja, que apresentassem o menor EQMF com o menor desvio-padrão das 100 repetições de treinamento.

Estudo da Linearidade dos Modelos: A partir dos melhores modelos de perceptron LMS, perceptron com 01 camada e perceptron com 02 camadas escondidas, foram elaborados alguns gráficos tridimensionais (3-D) mostrando a resposta dos modelos (nota final) em função dos fatores Custo, Desempenho e Ergonomia, que variaram de 0,0 a 10,0 em passos de aproximadamente 0,6. Os gráficos 3-D serviram para observar a natureza (linear ou não) dos diversos modelos de RN estudados e também para comparar as respostas destes modelos, através do cálculo do erro quadrático médio e dos seus coeficientes de correlação.

Resultados

Após análises de correlação e regressão, dos 15 especialistas inicias sobraram 11, pois 04 deles interpretaram incorretamente a pontuação do fator Custo (aparecimento de correlações parciais negativas entre as notas atribuídas e o fator de Custo). Com isto, a variância média entre as respostas caiu de 3,23 para 0,95. Os coeficientes de correlação entre as respostas dos especialistas restantes e a média das respostas foram superiores a 0,88.

Assim, obteve-se o gráfico mostrado na Figura 1, que apesar de representar valores discretos, é apresentado na forma de curvas contínuas, para facilitar a visualização da correlação entre as respostas dos especialistas que responderam a pesquisa.

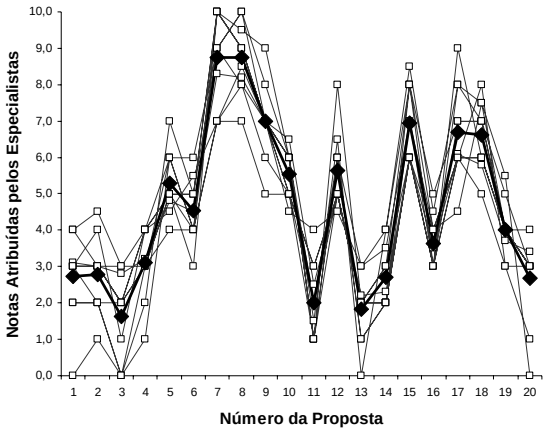


Figura 1: Respostas dos especialistas após as análises de correlação, regressão e variância (a curva em destaque é a média das respostas).

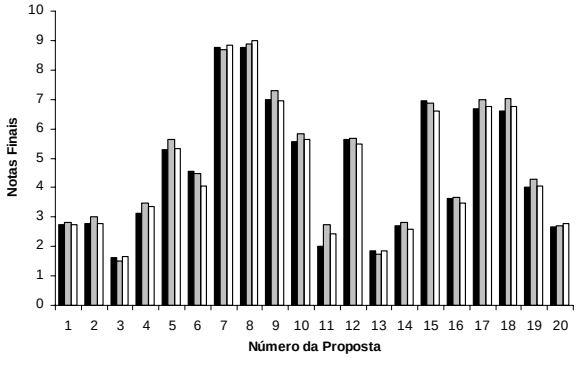


Figura 2: Comparação da Média das Respostas dos Especialistas (preto) com os resultados da RN-2 (cinza) e do Perceptron LMS (branco).

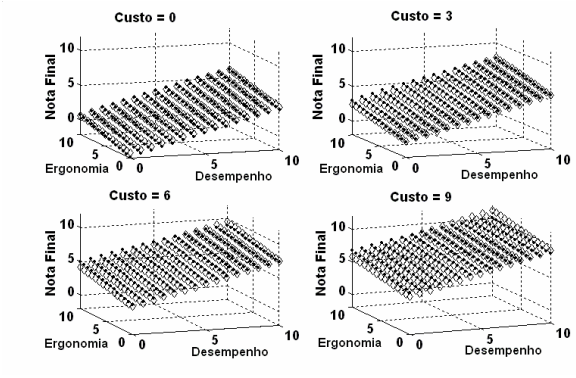


Figura 3: Comparação das respostas da RN-2 (pontos pretos) com o Perceptron LMS (pontos brancos) para valores fixos de custo.

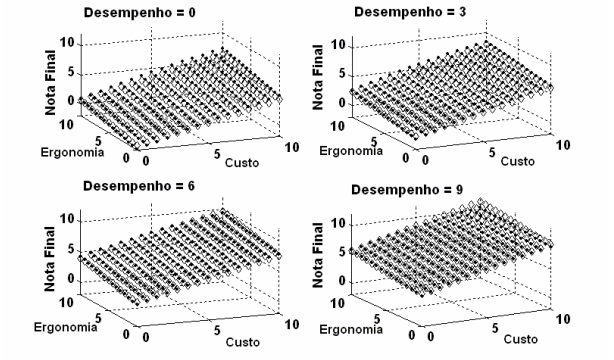


Figura 4: Comparação das respostas da RN-2 (pontos pretos) com o Perceptron LMS (pontos brancos) para valores fixos de desempenho.

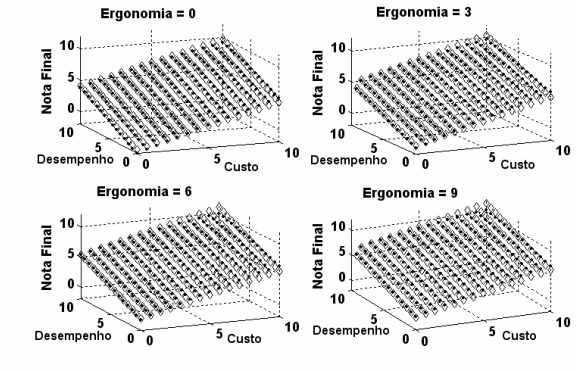


Figura 5: Comparação das respostas da RN-2 (pontos pretos) com o Perceptron LMS (pontos brancos) para valores fixos de ergonomia.

Para coeficientes de aprendizagem 0,01 e de inércia 0,5 os EQMF foram os menores, e se estabilizaram antes de 500 épocas de treinamento, para os melhores modelos de perceptron LMS, perceptron com 5 neurônios em uma camada escondida (RN-1), e perceptron com 5 neurônios na primeira e 3 neurônios na segunda camada escondida (RN-2).

Após o treinamento, ao aplicar testes de hipóteses, com nível de significância 0,01, observou-se que o EQMF da RN-2 era estatisticamente maior do que os EQMF do Perceptron LMS e da RN-1. Também verificou-se não haver diferença estatística entre os EQMF do perceptron LMS (0,4704), da RN-1 (0,4765) e da RN-2 (0,4797) em relação às respostas das amostras de teste da rede neural. Considerando agora a média das respostas dos especialistas, foram encontrados erros quadráticos médios:

- EQM_{LMS} = 0,0253 (Perceptron LMS);
- $EQM_{RN\text{-}1}$ = 0,0284 (RN-1);
- $EQM_{RN\text{-}2}$ = 0,0367 (RN-2).

Os testes de hipóteses mostraram que o EQM_{LMS} e o $EQM_{RN\text{-}1}$ eram iguais, e que ambos eram menores que o $EQM_{RN\text{-}2}$. Por isso na Figura 2 são mostradas apenas as respostas do Perceptron LMS e da RN-2 em relação à média das respostas dos especialistas que aparece também na Figura 1. Os coeficientes de correlação das respostas do Perceptron LMS, da RN-1 e da RN-2 com a média das respostas dos especialistas foram todas superiores a 0,99, o que para 20 amostras (número de propostas da pesquisa), dará um intervalo de confiança aproximado de +0,95 a +1,00. Após desnormalização, encontrou-se a resposta média (desvios-padrão dos coeficientes em torno de 8% dos valores médios) do Perceptron LMS mostrada na Expressão 1.

$$\begin{aligned} \textit{Nota Final} \;\cong\; & -1{,}39 \;+\; 0{,}56\times \textit{Custo} + \\ & +0{,}55\times \textit{Desempenho} \;+\; 0{,}21\times \textit{Ergonomia} \end{aligned} \qquad (1)$$

Os testes de hipóteses, ao nível de significância 0,01, indicaram que na Expressão 1 a média do coeficiente do fator Custo era igual à média do coeficiente do fator Desempenho, que por sua vez era maior que o coeficiente de Ergonomia.

As Figuras 3, 4 e 5 mostram comparações entre as respostas fornecidas pela RN-2 e pelo Perceptron LMS para diversos valores (200 valores entre 0,0 e 10,0) dos fatores Custo, Desempenho e Ergonomia. Julgou-se redundante mostrar os resultados da RN-1, pois as suas respostas apresentaram erros quadráticos médios similares ao Perceptron LMS.

Discussão

Pelos resultados encontrados pode-se dizer que os EQMF dos 03 modelos estudados (perceptron LMS, RN-1 e RN-2), em relação às respostas de todos os especialistas, estão em um nível aceitável, visto que os valores encontrados são da mesma ordem que a metade da variância média das respostas dos especialistas.

Em relação à média das respostas dos especialistas, os erros quadráticos médios dos 03 modelos (EQM_{LMS}, $EQM_{RN\text{-}1}$ e $EQM_{RN\text{-}2}$) são aproximadamente a metade daqueles encontrados em [6]. Também pode-se dizer que os modelos que mais se aproximam da média das respostas dos especialistas são o Perceptron LMS e a RN-1 (perceptron com 05 neurônios na primeira camada). Utilizar o Perceptron LMS se torna uma alternativa interessante devido à sua natureza linear (vide Expressão 1), que facilita a sua compreensão e

posterior explicação da decisão tomada. O erro absoluto médio deste modelo ($erro_{LMS}$) pode ser calculado segundo a Expressão 2.

$$erro_{LMS} = \sqrt{2 \times EQM_{LMS}} = \sqrt{2 \times 0{,}0253} \cong 0{,}23 \qquad (2)$$

Embora o EQM_{LMS} seja um pouco menor estatisticamente do que o $EQM_{RN\text{-}2}$, na prática isto vai representar um erro absoluto médio ($erro_{RN\text{-}2}$) que é calculado na Expressão 3.

$$erro_{RN-2} = \sqrt{2 \times EQM_{RN-2}} = \sqrt{2 \times 0{,}0367} \cong 0{,}27 \qquad (3)$$

Em uma escala de 0 a 10 (valores das notas), os resultados das Expressões 2 e 3 não vão alterar significativamente a tomada de decisão, pois como também pode ser percebido através da Figura 2, as respostas da RN-2 e do perceptron LMS terão uma correlação muito forte com a média das respostas dos especialistas.

Ao observar as Figuras 3, 4 e 5 pode-se constatar que a resposta da RN-2 é muito parecida com a resposta do Perceptron LMS, que é linear, pois os gráficos 3-D representam planos com inclinações que dependem da importância do fator expresso em cada eixo. Nas Figuras 3 e 4, a variação total (de 0 a 10) do fator Ergonomia não afetará significativamente o valor da nota final se os fatores Custo e Desempenho estiverem fixos. Já na Figura 5, verifica-se que não há muita diferença entre as curvas observadas para os diversos valores de Ergonomia.

Pela Expressão 1, que mostra a resposta desnormalizada do Perceptron LMS, constata-se que os fatores Custo e Desempenho terão um peso maior na nota final do modelo. Observa-se também uma constante negativa, que irá representar, juntamente com o erro absoluto médio da Expressão 2, a quantidade da nota final que não estará associada aos fatores Custo, Desempenho ou Ergonomia.

Assim, no caso dos especialistas pesquisados, pode-se dizer que:

- apesar de algumas flutuações nas notas finais, percebe-se que a maneira de pensar (refletida na "forma da onda" vista na Figura 1) é semelhante, sendo as variações na "amplitude" e nos "níveis DC", provavelmente devidas às diferenças nos perfis pessoais e profissionais dos mesmos;
- a aproximação da função "Nota Final" por uma função linear (média ponderada) não introduz um erro significativo, que possa alterar a tomada de decisão do grupo de especialistas estudados;
- foi dada mais importância aos fatores Custo e Desempenho, deixando a Ergonomia do equipamento como fator secundário.

Resta agora minimizar a quantidade da nota final que não estará associada aos fatores Custo, Desempenho e Ergonomia. Para isso, serão necessários mais estudos para definir melhor os fatores de avaliação dos equipamentos médico-hospitalares. Além disso, será interessante a extensão deste estudo para outros grupos de profissionais envolvidos com a aquisição de equipamentos médicos (administradores hospitalares e operadores dos equipamentos). Isto permitirá avaliar como a formação e a experiência do profissional influenciarão o processo de tomada de decisão para aquisição de equipamentos médicos.

Agradecimentos

Os autores são gratos aos profissionais de Engenharia Clínica que participaram da pesquisa.

Referências

[1] BLUMBERG, D.F., "New Trends in High-Technology Health Care Support Services", *Biomedical Instrumentation and Technology*, 32(**6**):592-604, 1998.

[2] FURTADO, A.T., SOUZA, J.H., "Evolução do Setor de Insumos e Equipamentos Médico-Hospitalares, Laboratoriais e Odontológicos no Brasil: a Década de 90", in NEGRI, B., DI GIOVANNI, G. (Orgs.): *Brasil: Radiografia da Saúde*, Campinas, SP: UNICAMP. Instituto de Economia, pp. 63-90, 2001.

[3] CALIL, S.J., 'Fatores para a Aquisição de Equipamentos Médico-Hospitalares', *Anais XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Florianópolis, Brasil, 2000, pp. 38-45, 2000.

[4] HAYKIN, S., *Redes Neurais: Princípios e Prática*, Porto Alegre: Bookman, 2001.

[5] RAMIREZ, E.F.F., JERONYMO NETO, O., JANNANI, J., "Método para Avaliação de Propostas de Compra de Equipamentos Médicos", *Semina: Ci. Exatas Tecnol.* 22(**1**):03-11, 2001.

[6] RAMIREZ, E.F.F., BARATTO, G., CALIL, S.J., 'Using Neural Networks to Select Medical Equipment Purchasing Proposals', *Proc. WC2003 - World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Sydney, Austrália, 2003.

SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DE ATIVIDADES EPILEPTIFORMES SUSTENTADAS POR CONEXÕES NÃO-SINÁPTICAS

A. M. Rodrigues**, A. C. G. Almeida**, R. S. Carvalho**, M. A. Duarte**, A. F. C. Infantosi*

* UFRJ/COPPE/PEB, Rio de Janeiro, Brasil
** UFSJ/DEPEB, São João del-Rei, Brasil

e-mail: amr@ufsj.edu.br

Abstract: The aim of this work is to simulate and study the performance of the nonsynaptic subcellular mechanisms during epileptiform activities, using a mathematical model. The model represents the Dentate Gyrus of the rat hippocampus. It describes the extracellular and transmembrane movements, by electrodiffusion, cellular volume change and neuronal communications by gap-junctions and electrical field effect. The proposed model is able to simulate epileptiform activities sustained just by nonsynaptic connections and allows proposing a theoretical model for burst generation.
Palavras chaves: Atividades epileptiformes, conexões não-sinápitcas, modelo eletroquímico.

Introdução

As atividades epileptiformes (AE) são caracterizadas por descargas neuronais espontâneas e hiper-sincronizadas. No início da década de 80, Jefferys *et al.* [1] e Taylor *et. al.* [2] enfatizaram a possibilidade de se induzir AE mesmo na ausência das conexões sinápticas. Desde então, vários trabalhos têm sido direcionados para o estudo de AE sustentadas apenas por conexões não-sinápticas (AENS).

Dentre as regiões hipocampais, o giro denteado (GD), sob as condições de alta concentração de K^+ e baixa concentração de Ca^{2+} extracelulares, exibe AENS espontâneas e prolongadas de grande amplitude [3]. A baixa concentração de Ca^{2+} bloqueia as atividades sinápticas, enquanto que o alto nível de K^+ extracelular aumenta a excitabilidade neuronal.

O estudo das AENS, no GD de hipocampo de rato, é um importante instrumento para a investigação da influência dos mecanismos subcelulares não-sinápticos durante crises epilépticas. A interpretação dos mecanismos envolvidos nessas atividades tem sido feita à partir de resultados experimentais. No entanto, esse tipo de abordagem é, muitas vezes, limitado devido à complexidade do sistema. Assim, o objetivo desse trabalho é estudar as AENS, no GD de fatias de hipocampo, por meio de simulações com um modelo computacional baseado nos mecanismos subcelulares e processos eletroquímicos característicos de tecidos neuronais.

Materiais e Métodos

O modelo considera o meio extracelular formado por uma rede tridimensional de compartimentos (Figura 1). A cada um dos compartimentos extracelulares mais internos (cinza escuro) são conectados dois corpos celulares (esferas pretas), um glial e outro neuronal, representando a camada de corpos celulares do GD. Os compartimentos extracelulares intermediários (cinza claro) não são conectados à compartimentos intracelulares e representam as regiões do GD formadas principalmente por arborizações dendríticas. Os planos de compartimentos extracelulares das bordas laterais e da base (brancos) têm suas concentrações iônicas mantidas constantes e representam a solução de perfusão do tecido em experimentos.

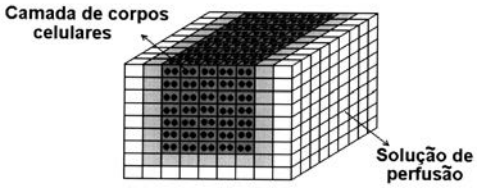


Figura 1: Estrutura tridimensional do modelo para representar o tecido banhado pela solução de perfusão.

Na^+, K^+ e Cl^- são as espécies iônicas representadas. O Ca^{2+} não é incluído pois objetiva-se simular AENS caracteríticas de protocolos experimentais com zero-Ca^{2+} extracelular. A movimentação de cada espécie iônica no meio extracelular é descrita por uma equação de eletrodifusão [4]:

$$\frac{\partial C_w^o}{\partial t} = \frac{D_w}{\lambda^2}\nabla^2 C_w^o + \frac{z_w F D_w}{RT\lambda^2}\vec{\nabla} C_w^o \vec{\nabla} V^o + \frac{z_w F D_w}{RT\lambda^2} C_w^o \nabla^2 V^o \,, \quad (1)$$

onde $C_w{}^o$ (mM) e D_w (cm^2/s) são, respectivamente, a concentração extracelular e a constante de difusão do íon w (Na^+, K^+ e Cl^-), F (C/mMol) é a constante de Faraday, R (mVC/KmMol) é a constante de Boltzmann, T (K) a temperatura do tecido, λ a tortuosidade do meio, z_w a valência e V^o (mV) é o potencial extracelular.

$\vec{\nabla} V^o$ é calculado considerando que a variação de V^o, durante as descargas epileptiformes, é a soma de uma

componente em nível DC, V_{DC}, com outra em alta freqüência, V_{AF}. Para o cálculo de $\vec{\nabla}V_{DC}$ utiliza-se a equação derivada por [4]:

$$\vec{\nabla}V_{DC} = -\frac{RT}{F}\frac{z_{Na}D_{Na}\vec{\nabla}C_{Na} + z_K D_K \vec{\nabla}C_K + z_{Cl}D_{Cl}\vec{\nabla}C_{Cl}}{z_{Na}^2 D_{Na}C_{Na} + z_K^2 D_K C_K + z_{Cl}^2 D_{Cl}C_{Cl}} \quad (2)$$

Para a componente em alta freqüência V_{AF}, denominada *population spikes*, utiliza-se uma equação de campo quase-estacionário [5]:

$$V_{AF} = \sum_{n=1}^{N} \frac{1}{4\pi\sigma}\frac{I_n^m}{\xi d_n}, \quad (3)$$

sendo N o número total de neurônios e d_n (cm) a distância entre o n-ésimo neurônio e o ponto onde está sendo calculado o potencial. σ (S/cm) é a condutividade elétrica efetiva do tecido, ξ é um fator de contração do volume extracelular e I_n^m (mA) é a corrente transmembrânica total do n-ésimo neurônio.

A movimentação iônica através da membrana neuronal é descrita por canais iônicos dependentes de voltagem, bomba de Na/K e co-transporte K-Cl (KCC). Para a membrana glial, foram considerados canais iônicos com permeabilidades constantes, bomba de Na/K e o co-transporte Na-K-2Cl (NKCC).

A densidade de corrente iônica de um ion w, J_w^{ci} (mA/cm^2), através do canal correspondente, é calculada pela equação de Goldman-Hodgkin-Katz (GHK) para corrente [6]:

$$J_w^{ci} = \frac{P_w F^2 z_w^2 Vm}{RT} \times \frac{C_w^i - C_w^o e^{\frac{-z_w FVm}{RT}}}{1 - e^{\frac{-z_w FVm}{RT}}}, \quad (4)$$

onde Vm (mV) é o potencial transmembrânico e P_w (cm/s) é a permeabilidade que é calculada de acordo com as condutâncias do modelo de [7]. C_w (mM) é a concentração de w, sendo que os índices i e o indicam os meios intra e extracelulares, respectivamente.

A densidade de corrente da bomba de Na/K, $J_{Na/K}$ (mA/cm^2), é calculada associando-a à corrente de um íon fictício A^+ e aplicando a equação de GHK de corrente (Equação 4) a esse íon. Para estimar as concentrações desse íon A^+, considera-se o equilíbrio instantâneo das reações de Na^+, K^+, ATP, ADP e P com a bomba e derivam-se as seguintes equações:

$$C_A^i = Ke_A^i \frac{C_{ATP}^i}{C_{ATP}^i + Kd_{ATP}^i\left(1 + \frac{C_{ADP}^i C_P^i}{Kd_{ADP,P}^i}\right)} \times \times \frac{(C_{Na}^i)^3}{\left[C_{Na}^i + Kd_{Na}^i\left(1 + \frac{C_K^i}{Kd_K^i}\right)\right]^3} \frac{(C_K^o)^2}{\left[C_K^o + Kd_K^o\left(1 + \frac{C_{Na}^o}{Kd_{Na}^o}\right)\right]^2}, \quad (5)$$

$$C_A^o = Ke_A^o \frac{C_{ADP}^i C_P^i}{C_{ADP}^i C_P^i + Kd_{ADP,P}^i\left(1 + \frac{C_{ATP}^i}{Kd_{ATP}^i}\right)} \times \times \frac{(C_{Na}^o)^3}{\left[C_{Na}^o + Kd_{Na}^o\left(1 + \frac{C_K^o}{Kd_K^o}\right)\right]^3} \frac{(C_K^i)^2}{\left[C_K^i + Kd_K^i\left(1 + \frac{C_{Na}^i}{Kd_{Na}^i}\right)\right]^2}, \quad (6)$$

onde Kd_y (mM) é a constante de dissociação de y (ATP, ADP/P, Na^+ ou K^+) e Ke_A (mM^{-5}) a constante de equilíbrio da reação de formação de ions A^+.

A densidade de fluxo devido ao KCC, ϕ_{KCC} (mMol/scm^2), é calculada (Equação 7) considerando as reações desses íons com a proteína do co-transporte em estado de equilíbrio, em cada instante de tempo.

$$\phi_{KCC} = Q_{KCC}\frac{C_K^i C_{Cl}^i - C_K^o C_{Cl}^o}{(Kd_K^{KCC} + C_K^i + C_K^o)(Kd_{Cl}^{KCC} + C_{Cl}^i + C_{Cl}^o)}, \quad (7)$$

onde Kd_K^{KCC} e Kd_{Cl}^{KCC}, em mM, são as constantes de dissociação de K^+ e Cl^-, respectivamente, e Q_{KCC} (mmol/scm^2) uma constante de proporcionalidade relacionada à densidade de enzimas cotransportadoras.

Analogamente ao KCC, a densidade de fluxo do NKCC, ϕ_{NKCC} (mMol/scm^2), é determinada considerando o equilíbrio instantâneo das reações de Na^+, K^+ e Cl^- com a enzima co-transportadora:

$$\phi_{NKCC} = Q_{NKCC}\frac{C_{Na}^i C_K^i (C_{Cl}^i)^2 - C_{Na}^o C_K^o (C_{Cl}^o)^2}{ABC}, \quad (8)$$

onde ,

$A = Kd_{Na}^{NKCC} + C_{Na}^i + C_{Na}^o$,

$B = Kd_K^{NKCC} + C_K^i + C_K^o$,

$C = (Kd_{Cl}^{NKCC} + C_{Cl}^i + C_{Cl}^o)^2$,

sendo Kd_{Na}^{NKCC}, Kd_K^{NKCC} e Kd_{Cl}^{NKCC}, em mM, as constantes de dissociação de Na^+, K^+ e Cl^- e Q_{NKCC} (mMol/scm^2) uma constante de proporcionalidade relacionada ao número de enzimas.

O modelo também considera as comunicações neuronais via *gap-junctions* e o efeito de campo elétrico. Para calcular a densidade de corrente, J_w^{gj} (mA/cm^2), através das *gap-junctions*, a equação de Nernst-Planck [6] é aplicada de forma discreta a cada uma das espécies iônicas:

$$J_w^{gj} \approx -z_w F k D_w\left(\frac{C_w^{(1)} - C_w^{(2)}}{l} + \frac{z_w F D_w}{RT} C_j^{(1)} \frac{Vm^{(1)} - Vm^{(2)}}{l}\right), \quad (9)$$

onde k (cm^{-1}) é uma constante de proporcionalidade, os índices (1) e (2) representam dois neurônios adjacentes quaisquer e l (cm) é a distância entre os centros dos neurônios (1) e (2).

Para o efeito de campo elétrico, de acordo [5], é assumido que a densidade de corrente total, J_{ef} (mA/cm^2), provocada por uma população de neurônios,

que atravessa a membrana de um neurônio seja dada por:

$$J_{ef} = \sum_{n=1}^{N} \tau \cdot \frac{I_n^m}{d_n}, \quad (10)$$

onde I_n^m (mA) é a corrente transmembrânica total do neurônio n, d_n (cm) é a distância entre o n-ésimo neurônio e a célula na qual a corrente está sendo calculada, N é o número de neurônios e τ (cm^{-1}) é uma constante de proporcionalidade.

Para calcular o potencial transmembrânico, admite-se o equilíbrio dinâmico para o qual o somatório das correntes transmembrânicas é nulo e deriva-se uma equação modificada em relação à equação de GHK de potencial:

$$Vm = \frac{RT}{F} \ln\left(\frac{P_{Na}C_{Na}^o + P_K C_K^o + P_{Cl}C_{Cl}^i + P_A C_A^o + f + f_2}{P_{Na}C_{Na}^i + P_K C_K^i + P_{Cl}C_{Cl}^o + P_A C_A^i + 2} \right), \quad (11)$$

onde,

$$f = -\frac{A_{gj} \sum J_w^{gj}}{A_m} (e^{\frac{FV_m}{RT}} - 1) \frac{RT}{F^2 V_m} + e^{\frac{FV_m}{RT}},$$

$$f_2 = -J_{ef} \cdot (e^{\frac{FV_m}{RT}} - 1) \cdot \frac{RT}{F^2 V_m} + e^{\frac{FV_m}{RT}},$$

sendo A_{gj} a área total das *gap-junctions* e A_m e a área total da membrana celular.

O modelo também considera a variação dos volumes extra e intracelulares. A equação para o cálculo do volume intracelular, Vol_i (dm^3), neuronal ou glial, é derivada admitindo o equilíbrio osmótico em cada instante de tempo e que o volume total, Vol_{total} (dm^3), extracelular mais neuronal e glial, é constante (Equação 12). Com a última consideração, a variação do volume extracelular é igual ao negativo da soma das variações dos volumes neuronal e glial.

$$Vol_i = \frac{Vol_{total}(\sum \eta_w^i + \eta_s^i)}{\sum \eta_w^o + \eta_s^o + \sum \eta_w^i + \eta_s^i}, \quad (12)$$

sendo η_w (mMol) o número de mols do ion w e η_s (mMol) o número de mols de outros solutos presentes no tecido, os quais não são considerados neste modelo.

Para simular a indução de AENS características do GD, quando se usa protocolo experimental com alto-K^+ e zero-Ca^{2+} [3,8], a concentração extracelular de K^+ dos compartimentos que figuram a solução de perfusão, foi aumentada. A representação da perfusão com zero-Ca^{2+} está originalmente incluída na estrutura do modelo, uma vez que as conexões sinápticas não foram incorporadas.

Resultados

As variações da concentração extracelular de K^+ e do potencial extracelular, durante a simulação de uma descarga epileptiforme (*burst*), são comparadas aos resultados experimentais registrados na camada granular do GD e obtidos com o protocolo com alto-K^+ e zero-Ca^{2+} adicionado [3,7] (Figura 2A). Para a mesma simulação da parte A, são apresentadas, em B, as concentrações iônicas e os potenciais extra e intracelulares e, em C, os fluxos devido a mecanismos de transporte iônico transmembrânico neuronal e glial.

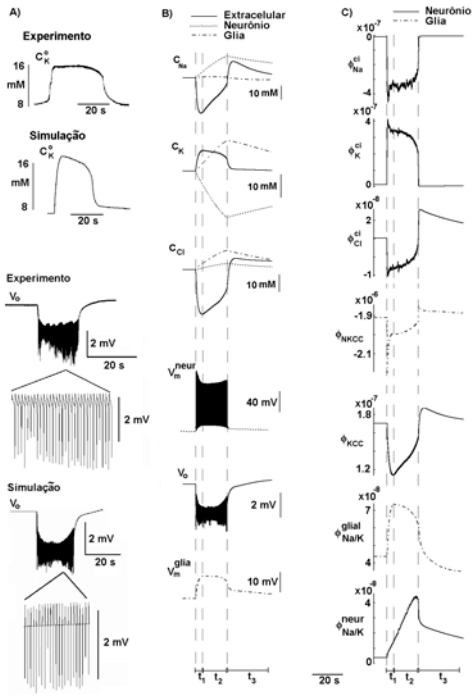


Figura 2: A) Comparação entre resultados experimentais [3,8] e de simulação para um *burst*. B) Concentrações iônicas e potenciais extra e intracelulares. (C) Densidades de fluxo iônico, em mMol/scm^2, promovidas por: canais iônicos neuronais (ϕ_{Na}^{ci}, ϕ_K^{ci} e ϕ_{Cl}^{ci}), co-transportes KCC (ϕ_{KCC}) e NKCC (ϕ_{NKCC}) e bombas de Na/K neuronal e glial ($\phi_{Na/K}$). Os fluxos através dos canais gliais não foram incluídos porque não mostraram influência significativa sobre os *bursts*.

Através da Figura 2, observa-se que os canais iônicos, cujas aberturas decorrem do alto nível de K^+ na solução de perfusão, são responsáveis pelos acúmulos de K^+ extracelular e Na^+ intracelular neuronal durante o *burst* (t_1 e t_2). Os co-transportes KCC e NKCC reduzem o acúmulo de K^+ extracelular, durante t_1 e t_2, e participam do controle das concentrações intracelulares durante o intervalo inter-*burst* (t_3). A bomba de Na/K glial, durante t_1 e t_2, contribui reduzindo os acúmulos intra de Na^+ e extracelular de K^+. A bomba de Na/K neuronal, além de ser importante para a recuperação das concentrações de Na^+ e K^+, durante o *burst* e no invervalo inter-*burst*, mostra-se essencial para o fim do *burst* (Figura 3). A deflagração de potenciais de ação (PA) necessita de um influxo mínimo de Na^+. Se o efluxo de Na^+, através da bomba, supera o seu influxo pelos canais iônicos (ponto crítico), o limiar de disparo de PA não é atingido e o *burst* termina.

Sobrepondo as curvas dos fluxos transmembrânicos neuronais de Na^+, na Figura 3, observa-se que o término

do *burst* (ponto crítico), ou seja, o momento que os PA cessam, é caracterizado pelo instante em que o efluxo de Na^+ através da bomba de Na/K supera o seu influxo por meio de canais iônicos.

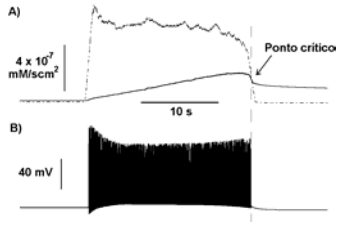


Figura 3: Identificação do ponto crítico para o término de *bursts*. Em (A), fluxos transmembrânicos neuronais de Na^+ por canais iônicos (curva tracejada) e através da bomba de Na/K (curva contínua) e em (B), potencial transmembrânico.

Discussão e Conclusão

A variação do potencial extracelular é uma das principais características para a identificação das AE. No modelo proposto por Almeida *et al.* [4] para o potencial extracelular, a variação lenta e negativa desse potencial é conseqüência da variação da distribuição iônica nesse meio. De acordo com o modelo de Nunez [5], os *population spikes* são gerados pelo efeito de campo das correntes transmembrânicas durante a ocorrência de PA síncronos. O modelo aqui proposto considera que o potencial extracelular das AENS é uma composição de variações da distribuição iônica e do efeito de campo das correntes transmembrânicas. Além disso, reproduz o comportamento da concentração extracelular de K^+ e prevê o comportamento das concentrações intracelulares de Na^+, K^+ e Cl^- e extracelulares de Na^+ e Cl^-, cujos registros não são encontrados na literatura para as AENS.

As simulações permitem sugerir uma descrição dos mecanismos de geração e sustentação das AENS (Figura 4). Sob condições excitáveis (por exemplo, alto nível de K^+ extracelular), os PA podem ser deflagrados espontaneamente (ciclo menor). Durante a ocorrência desses PA, que são caracterizados por aberturas e fechamentos dos canais de Na^+ e K^+, há acúmulo extracelular de K^+ e intracelular neuronal de Na^+ (parte A). O aumento do nível de K^+ extracelular é reduzido pela atuação dos co-transporte KCC e NKCC, que causam também o influxo de Cl^-, e das bombas de Na/K neuronal e glial. Durante o *burst*, o aumento da concentração intracelular neuronal de Na^+ ativa a bomba de Na/K gradualmente (parte B). Quando o efluxo de Na^+ através da bomba de Na/K torna-se maior do que o seu influxo por canais iônicos, o *burst* termina (ponto crítico) e o ciclo menor é desativado (cessam os PA). Em seguida, a eletrodifusão extracelular e os mecanismos de controle iônico transmembrânicos restabelecem rapidamente as concentrações iônicas extracelulares, causando o retorno da linha de base do potencial extracelular ao seu nível normal. Nos meios intracelulares, a recuperação lenta das concentrações iônicas impede que o tecido deflagre uma subequente descarga neuronal, dando origem ao intervalo inter-*burst* (parte D). No fim desse intervalo, quando as concentrações iônicas intracelulares atingem seus valores normais, o tecido fica apto a gerar um novo *burst*.

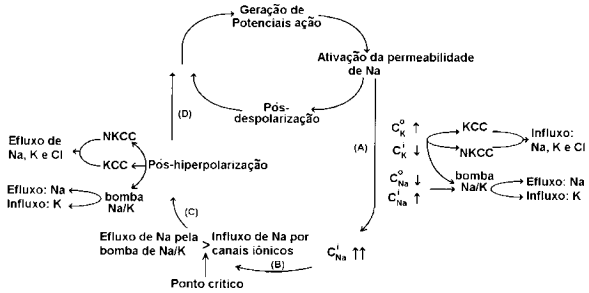


Figura 4: Diagrama esquemático para explicar a geração e sustentação dos *bursts* durante as AESN no GD.

Agradecimentos

Agradecemos à CAPES pelas bolsas de mestrado ao Programa de Pós-graduação FIQUINE/UFSJ, concedidas aos alunos Antônio Márcio Rodrigues e Rodrigo Seixas de Carvalho.

Referências

[1] JEFFERYS, J.G., HAAS, H.L., "Synchronized bursting of CA1 hippocampal pyramidal cells in the absence of synaptic transmission", *Nature* 300(**5891**):448-50, 1982.

[2] TAYLOR, C.P., DUDEK, F.E., "Synchronous neural afterdischarges in rat hippocampal slices without active chemical synapses", *Science* 218(**4574**):810-2, 1982.

[3] XIONG, Z.Q., STRINGER, J.L., "Sodium pump activity, not glial spatial buffering, clears potassium after epileptiform activity induced in the dentate gyrus", *J. Neurophysiol.*, 83(**3**):1443-51, 2000.

[4] ALMEIDA, A.C.G., TEIXEIRA, H.Z., DUARTE, M.A., INFANTOSI, A.F.C., "Modeling extracellular space electrodiffusion during Leão's spreading depression", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 51(**3**):450-8, 2004.

[5] NUNEZ, P.L., "Electrical fields of the Brain", *New York: Oxford University Press.*, 1988.

[6] HILLE, B., "*Ionic Channels of Excitable Membranes*", Massachusetts: Sinauer Associates Inc., 1992.

[7] HODGKIN, A. L., HUXLEY, A. F., "A quantitative description of membrane current and its application to conduction in nerve", *J. Physiol.* 117(**4**):500-44, 1952.

[8] CARVALHO, R. S., Transições espontâneas de burstings epileptiformes para depressão alastrante., Dissertação de M. Sc., FIQUINE/UFSJ, São João del-Rei, Brasil, 2003.

SIMULACIÓN DEL CAMPO TÉRMICO GENERADO POR TRANSDUCTORES ULTRASÓNICOS CIRCULARES

G.A. Cortela*,W. C. A. Pereira**, C.A. Negreira*

* Laboratorio de Acústica Ultrasónica/Facultad de Ciencias, Montevideo, Uruguay
** Programa de Engenharia Biomédica – COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: gcortela@fisica.edu.uy wagner@peb.ufrj.br

Abstract: A computer simulation of the 3D bio-thermal equation is made, to estimate the thermal field of plane circular ultrasonic transducers applied in physiotherapy. The ultrasonic beam is obtained by the Rayleigh-Sommerfeld integral in a homogeneous, attenuating medium with no perfusion. The idea is to develop a simulation model to aid the design of therapeutic protocols in physiotherapy.

Introducción

El ultrasonido (US) es actualmente una de las formas más utilizadas en la termoterapia, sea por su simplicidad tecnológica, su bajo precio o su portabilidad y facilidad de aplicación. Su propagación en el tejido provoca efectos mecánicos y principalmente térmicos que auxilian en el tratamiento o evidencian precursores y síntomas de patologías, por ejemplo en cuadros álgicos, de cicatrizaciones y retracciones de tejidos [1].

La absorción de la energía del US en los tejidos es fruto de varios mecanismos de relajación. El campo de presión es una función espacio-temporal. Esta dinámica genera un efecto térmico en cada punto del tejido biológico, resultando en un campo de temperatura, que se describe por una ecuación de difusión con fuentes de calor distribuidas. Esta es la ecuación bio-térmica, o de Pennes [2] e incluye el proceso de enfriamiento convectivo debido a la perfusión de la sangre.

Nuestro interés es, estudiar la evolución del campo de temperatura de un medio infinito, sometido a un campo ultrasónico. Para ello se debe modelar la emisión del campo y la ecuación de difusión. El modelo que emplearemos asume la propagación de una onda ultrasónica continua en un medio homogéneo atenuante sin bordes. Los valores de los parámetros simulados se corresponden con los del tejido muscular.

Los transductores ultrasónicos en fisioterapia son regulados por normas internacionales. La normativa demanda el análisis del parámetro de potencia radiada en planos paralelos a la superficie del transductor. Dichos planos están ubicados en cuatro profundidades diferentes [3] en las cuales se centrará nuestro análisis.

Este trabajo busca modelar la ecuación de Pennes, sin tener en cuenta la perfusión y analizar el campo de temperatura 3-D generado por un haz ultrasónico continuo, visando el estudio del calentamiento producido por la terapia ultrasonora.

Modelo del Campo Acústico

El campo ultrasónico de un transductor plano circular, excitado en modo continuo, está dado por la Integral de Rayleigh-Sommerfeld:

$$p_m = \frac{i\rho ck}{2\pi}\sum_{n=1}^{N} u_n \int_{S_N} \frac{\exp\left(-ikr_{mnq}\right)}{r_{mnq}} dS_n \qquad (1)$$

donde el p_m es la presión acústica al punto (x_m,y_m,z_m), ρ la densidad del medio, c es la velocidad del sonido, k la parte real del número de onda, u_n la excitación de la fuente puntual n-ésimo, r_{mnq} la distancia del punto m al punto q del elemento $n(x_{nq},y_{nq},z_{nq})$ en la superficie del transductor, y S_n el área del elemento n-ésimo.

Los tejidos biológicos son medios atenuantes. Para modelar la atenuación se debe modificar la ecuación anterior, considerando el término exponencial como $exp(2ik_c r_{mnq})$, donde $k_c=k-i\alpha$ es el número de onda complejo y α el coeficiente de atenuación (incluye a la absorción y el *scattering*).

Una vez que la presión se ha calculado, la deposición de potencia por unidad de volumen se obtiene a partir de:

$$Q(x,y,z) = \mu_a \frac{\left|p_m(x,y,z)\right|^2}{\rho c} \qquad (2)$$

donde μ_a es el coeficiente de absorción y ρc la impedancia acústica del medio [4] [5].

Modelado térmico, ecuación de dispersión

Para calcular el efecto del campo de presión en el medio debe considerarse, además de las propiedades de la muestra, la existencia de fuentes y resumideros de calor. La ecuación de transferencia bio-térmica [2] relaciona esas propiedades con la temperatura:

$$\rho_t c_t \frac{\partial T}{\partial t} = k_t \nabla^2 T - \omega_b c_b (T - T_a) + Q(x,y,z) \qquad (3)$$

donde T es la temperatura en el tiempo t en el punto (x,y,z), ρ_t es la densidad del medio, c_t es el calor

específico del medio, k_t la conductividad del medio, ω_b es la razón de perfusión de la sangre, c_b es el calor específico de la sangre, T_a la temperatura de la sangre arterial y $Q(x,y,z)$ la potencia acústica depositada por unidad de volumen. El primer término del lado derecho de la ecuación. (3) describe el proceso de difusión, el segundo término esta el enfriamiento debido a la transferencia de calor con los vasos sanguíneos dentro y fuera de la región de estudio. El tercer término describe el campo de fuente térmica fruto de la absorción ultrasónica.

Varios parámetros que influyen en el campo de temperatura en el tejido biológico [6]. Si bien la razón de perfusión de la sangre es uno de los parámetros más importantes, no se tendrá en cuenta en la simulación, pues nuestro interés inicial se centra en el efecto del campo acústico.

Simulación numérica

El medio es considerado homogéneo, sin fronteras, a la temperatura inicial de 37°C y la velocidad del sonido de 1500 m/s. La simulación consiste en determinar el campo de temperatura originado al insonificar un medio. Los parámetros utilizados figuran en la Tabla 1 [7]. El campo ultrasónico es simulado según la ecuación. (1).

La ecuación de difusión para flujo uniforme a resolver por diferencia finitas es:

$$\rho_t c_t \frac{\partial T}{\partial t} = k_t \nabla^2 T + Q(x,y,z) \qquad (4)$$

Tabla 1: Propiedades físicas para el tejido empleados en la simulación a 37ºC

Parámetros físicos	Valor	Unidades
ρ_t densidad	998	Kg/m^3
μ_a coeficiente de absorción	5	Np/m/MHz
c_t calor especifico	3770	J/kg/°C
k_t conductividad térmica	0,5	W/m/°C

Resultados

Son tres las configuraciones del campo ultrasónico utilizadas en la simulación (Tabla 2). En ellas se consideran los parámetros que definen al campo acústico (ecuación.2): radio del transductor (*a*) y la frecuencia (*f*). Estos parámetro, junto con la normativa de emisión determinan las profundidades de trabajo (Tabla 3) [8].

Tabla 2: Parámetros del campo acústico simulado

Configuración	a (mm)	f (MHz)	a^2/l (mm)
I	6,0	3	72
II	6,0	1	24
III	18,0	1	216

Tabla 3: Profundidades a estudiar según las normas

	z_1 (mm)	z_2 (mm)	z_3 (mm)	z_4 (mm)
I	10,0	30,7	51,3	72,0
II	5,0	11,3	17,7	24,0
III	10,0	20,0	40,0	80,0

a. Configuración I- Campo acústico

Se simula el campo ultrasónico para un transductor plano trabajando a 3MHz, en modo continuo. El perfil de la presión acústica manifiesta la focalización del haz en campo lejano (Figura 1). En la dirección axial se ubican las zonas más intensas (Figura 2), que se corresponderán con la posición de las fuentes de calor más intensas.

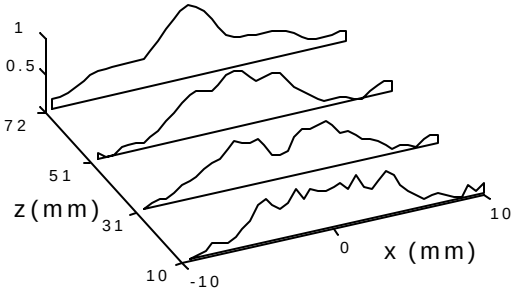


Figura 1: Perfil de la presión acústica simulada en unidades arbitrarias (eje vertical) en función de la distancia radial (mm) a las diferentes profundidades

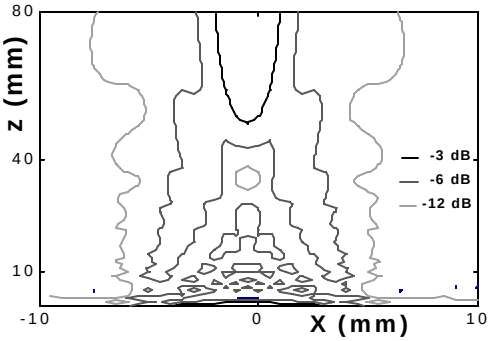


Figura 2: Curvas de nivel en dB (-3,-6 y -12) del campo de presión acústica simulada en el plano axial

Campo de temperatura

La simulación del campo de temperatura se inicia a 37ºC. Las figuras 3 y 4 muestran al campo de temperaturas correspondiente a dos tiempos de insonificación, 20 y 360 segundos respectivamente. Para tiempos breves de insonificación el campo de temperatura no presenta variaciones significativas. Sin embargo al aumentar el tiempo de insonificación se observa variaciones importantes en la temperatura para los mismos planos.

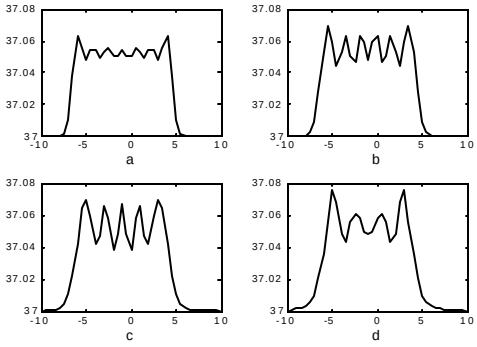


Figura 3: Temperatura en función de la dirección radial para las profundidades a) 10mm b) 30,7mm c) 51,3mm d) 72 mm. Insonificación: 20s

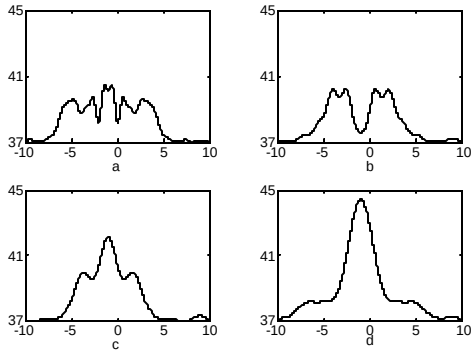


Figura 4:Campo de temperaturas para las profundidades a)10mm, b)30,7mm, c)51,3mm y d)72 mm.. Insonificación: 360 s

El perfil del campo de temperatura (Figura 4), así como su distribución espacial (Figura 5), se aproximan al perfil (Figura 1) y distribución espacial (Figura 2) del campo de presión. Revelándose así el seguimiento del campo térmico al acústico.

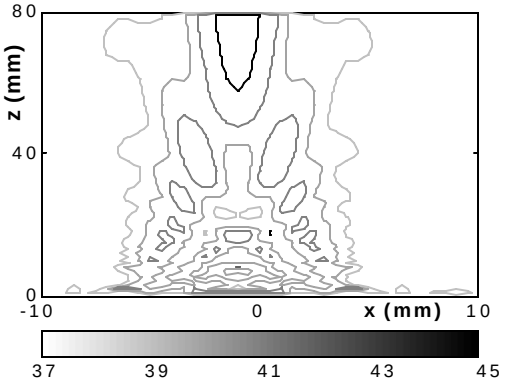


Figura 5: Isotermas en el plano axial, para insonificación de 360 segundos. (Radio 6mm, f 3.0MHz.)

b. Configuración II - Campo de temperatura

El perfil de temperaturas a los diferentes planos se muestra en la Figura 6. La distribución espacial de las isotermas evidencia una vez más la coincidencia entre la zona caliente y la focalización del campo (Figura 7).

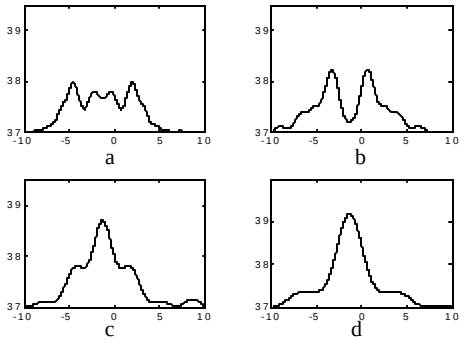


Figura 6: Campo de temperaturas para las profundidades a) 5mm, b) 11,33mm, c) 17,67mm y d) 24mm. Insonificación: 360s

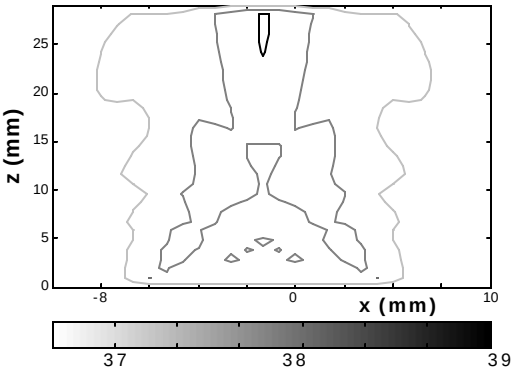


Figura 7: Isotermas para insonificación de 360 segundos. (Radio 6mm, f 1.0MHz.)

c. Configuración III - Campo de temperatura

El perfil y la distribución espacial de temperatura (plano axial) al insonificar el medio durante 360 segundos se muestran en las figuras 8 y 9 respectivamente.

Discusión y conclusiones

Algunas consideraciones tienen que ser hechas en este trabajo. La primera es que el modelo asume un medio homogéneo y sin perfusión de la sangre. En realidad los medios biológicos están dispuestos en capas donde hay interfaces y está presente el árbol de vasos sanguíneos y, por lo tanto, tienen lugar fenómenos de reflexión de la onda y perfusión. La otra consideración es que el haz ultrasónico esta inmóvil, en las técnicas de terapia recomiendan que esto no ocurra pues la interfase músculo/hueso puede calentarse en demasía. En este caso el hueso no esta simulado y, por lo tanto, el campo

generado no tienen puntos calientes en la dicha interfase.

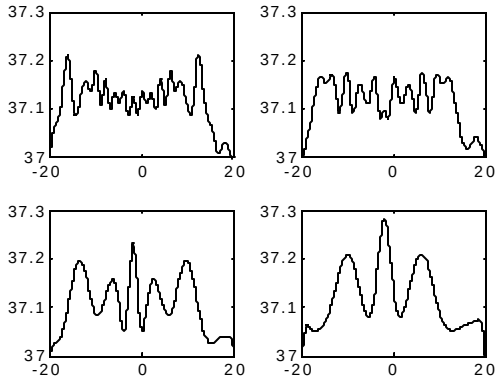


Figura 8 Campo de temperaturas para las profundidades a) 10mm, b) 20mm, c) 40mm y d) 80mm, insonificacion de 360s

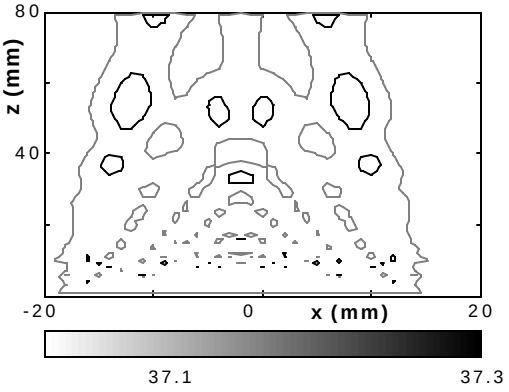


Figura 9: Isotermas para insonificación 360 segundos. (Radio 18mm, f 1.0MHz.)

A pesar de ser un modelo elemental, estudios han encontrado incrementos de temperatura del mismo orden pero menores, cuando se mantiene la misma razón de áreas de *skin*/emisor [9]. El mayor incremento que se encontró se puede adjudicar a la no tenida en cuenta los resumideros de calor (perfusión y aumento de flujo sanguíneo por calentamiento).

Como se observa en la Tabla 2, en el momento de elegir la zona y el incremento de temperatura deseada se debe de configurar la frecuencia y el radio del emisor y además considerar el tiempo de insonificación.

En resumen, se simuló la ecuación de Pennes 3D sin el término resumidero (efecto de la perfusión) por diferencia finitas. Para cada una de las configuraciones se obtuvo la distribución espacial de temperatura.

En las 4 profundidades analizadas, se observó que el campo de temperatura varía muy poco cuando las exposiciones son breves pero, para insonificaciones temporalmente largas se observó que el campo de temperaturas presenta cambios importantes.

Actualmente estamos obteniendo resultados experimentales (sin perfusión). Los mismos sugieren que la simulación por diferencias finitas de la ecuación de Pennes es un buen instrumento para el análisis del campo de temperatura producido por ultrasonido. Paralelamente, el modelo está siendo incrementado en complejidad, incluyendo capas y el término resumidero. Se espera al final, obtener un software simulador del campo térmico en tejidos biológicos que pueda ser utilizado como auxiliar en la planificación de protocolos de tratamiento de ultrasonido aplicado a fisioterapia y también a hipertermia.

Referencias

[1] KITCHEN, S., BAZIN, S."Princípios Eletrofísicos, In: *Eletroterapia de Clayton*, 10 ed., capítulo 1, São Paulo: Manole, 1998.

[2] PENNES, H. H., ''Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm,'' *J. Appl. Phys*. 1: 93–122, 1948.

[3] ALVARENGA A.V., MACHADO J.C., PEREIRA W.C.A. "Implementação do protocolo para obtenção de parâmetros do feixe acústico de transdutores ultra-sônicos usados em medicina", *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. 17 (3):151-163, 2001

[4] MEANEY P., CAHILL M.D., TER HAAR G., "The intensity dependence of focused ultrasound lesion position", *SPIE*. (3249). 246-256, 1998.

[5] FILONENKO E., KHOKHLOVA V.A., "Effect of acoustic nonlinearity on heating of biological tissue induced by high intensity focused ultrasound", *Acoustical Physics*. 47(4):541-549, 2001.

[6] DAMIANOU, C., AND HYNYNEN, K.''The effect of various physical parameters on the size and shape of necrosed tissue volume during ultrasound surgery'', *J. Acoust. Soc. Am*. 95:1641–1649, 1994.

[7] GUY, A. W. ''Analysis of electromagnetic fields induced in biological tissues by thermographic studies on equivalent phantom models'', *IEEE Trans. Microwave Theory Tech*. 19:189-217, 1971.

[8]. HEKKENBERG, R., REIBOLD, R., ZEQIRI, B "Development of Standard Measurement Methods for Essential Properties of Ultrasound Therapy Equipment", *Ultrasound in Med. & Biol.*, 20(1), 83-98, 1994.

[9].DRAPER,D.O. DRAPER, D.O., SUNDERLAND, S., KIRKENDALL, D.T., & RICARD, M. "A comparison of temperature rise in the human calf muscles following applications of underwater and topical gel ultrasound" *J Orthop Sport Phys Ther* 7, 247-251, 1993.

A BOMBA DE Na/K COMO UM CANAL IÔNICO: MODELO MATEMÁTICO

A. M. Rodrigues*, A. C. G. Almeida**, A. F. C. Infantosi*, M. A. Duarte**

* UFRJ/COPPE/PEB, Rio de Janeiro, Brasil
** UFSJ/DEPEB, São João del-Rei, Brasil

e-mail: amr@peb.ufrj.br

Abstract: The aim of this work is to develop a mathematical model to simulate and study the Na/K pump activity. The model associates the pump current to an ionic current through a channel. It describes the reactions between Na^+, K^+, ATP, ADP and P with the Na,K-ATPase enzymes and incorporates the palytoxin effect, which converts Na/K pumps into nonselective monovalent cation channels. The proposed model is able to simulate the pump current activation by Na^+, K^+ and ATP and the current through ionic channels induced by palytoxin application.

Palavras Chaves: **Bomba de Na/K, canal iônico, modelo matemático, palitoxina.**

Introdução

A bomba de Na/K é o mecanismo de transporte responsável pela manutenção dos gradientes iônicos de Na^+ e K^+ entre os meios intra e extracelulares. Por meio deste mecanismo, os ions de Na^+ e K^+ são transportados através da membrana favorecendo seus respectivos gradientes de concentração, utilizando para tal da energia da hidrólise de moléculas de ATP [1].

Dentre os modelos teóricos propostos para explicar o funcionamento da bomba de Na/K, o mais aceito tem sido o de Albers-Post [2,3]. Esse modelo considera a bomba como um canal iônico com duas portas que não se abrem de forma simultânea (Figura 1) e que possui dois estados conformacionais principais, ECP1 e ECP2. No primeiro, a porta intracelular da enzima da bomba (Na,K-ATPase) encontra-se aberta e apresenta maior afinidade ao Na^+, que se liga à enzima provocando a hidrólise da ATP. A mudança espontânea para o estado ECP2, caracterizado pela abertura da porta externa e por maior afinidade ao K^+, libera 3 ions Na^+ no meio extracelular. Em seguida, 2 ions K^+ são ocluídos e a enzima é desfosforilada. Por mudança espontânea, facilitada pela reação de ATP, a porta interna se abre e 2 ions K^+ são liberados no citoplasma. A ciclicidade deste mecanismo bombeia Na^+ para o meio extracelular e K^+ para o intracelular. Esse modelo também prevê o funcionamento de forma reversa da bomba de Na/K.

Evidências experimentais que sustentam o modelo de Albers-Post surgiram com trabalhos que utilizavam a palitoxina (PTX) [4,5]. A PTX é uma potente toxina, extraída de corais do gênero *Palythoa*, que induz canais não-seletivos para cátions monovalentes através da bomba de Na/K.

O objetivo do presente trabalho é desenvolver um modelo matemático para a bomba de Na/K, baseado em dinâmica de canais iônicos, que permita simular e estudar o efeito da PTX.

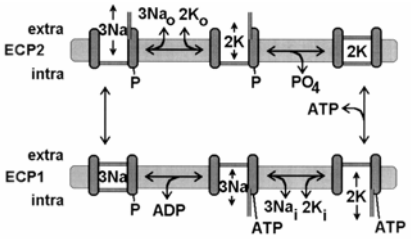


Figura 1: Modelo teórico de Albers-Post para a bomba de Na/K. *extra* e *intra* indicam as faces extra e intracelulares da membrana (modificado de [4]).

Materiais e Métodos

O transporte de 3 Na^+ contra 2 K^+ causa um fluxo de cargas positivas através da membrana. Representando essas cargas positivas por um ion fictício A^+, a corrente da bomba pode ser estimada através da equação de Goldman-Hodgkin-Katz (GHK) de corrente:

$$J_{pump} = P_A \frac{F^2 V_m}{RT} \frac{C_A^i e^{\frac{FV_m}{RT}} - C_A^o}{e^{\frac{FV_m}{RT}} - 1}, \qquad (1)$$

onde J_{pump} (mA/cm^2) é a densidade de corrente da bomba, P_A (cm/s) a permeabilildade do A^+, V_m (mV) o potencial transmembrânico, F (C/mmol) a constante de Faraday, R (mVC/Kmmol) a constante de Boltzmann e T (K) a temperatura. C_A (mM) é a concentração do A^+ e os índices i e o indicam os meios intra e extracelulares, respectivamente. Os fluxos de Na^+ e K^+ são $\phi_{Na} = 3J_{pump}A_m / z_{Na}F$ e $\phi_K = -2J_{pump}A_m / z_K F$, onde A_m (cm^2) é área da membrana, z_{Na} e z_K são as valências.

Para o funcionamento normal da bomba, a corrente gerada pode ser associada ao efluxo de A^+, cuja concentração deve ser maior no meio intracelular. Assim, considera-se que para a formação de 1 A^+

intracelular são necessárias as reações de 3 Na^+ e 1 ATP com sítios de ligação na face intracelular e 2 K^+ com sítios ligação na face extracelular (Equação 2). De forma análoga, o sentido reverso de funcionamento da bomba pode ser relacionado com a formação de 1 A^+ extracelular, onde são necessárias as reações de 2 K^+, 1 ADP e 1 P com sítios na face intracelular e 3 Na^+ com sítios na face extracelular (Equação 3).

$$3(Na^+)S^i_{Na,K} + 2(K^+)S^o_{Na,K} + 1ATPS^i_{ATP} \longleftrightarrow 1A^+_i , \quad (2)$$

$$3(Na^+)S^o_{Na,K} + 2(K^+)S^i_{Na,K} + 1(ADP,P)S^i_{ATP} \longleftrightarrow 1A^+_o , \quad (3)$$

onde Na^+ e K^+ competem pelos sítios de ligação $S_{Na,K}$ e ATP e ADP/P concorrem pelos sítios S_{ATP}.

Considerando que as possíveis reações dos solutos Na^+, K^+, ATP, ADP e P com enzimas, juntamente com as reações (2) e (3), estejam em equilíbrio, em cada instante de tempo, derivam-se as seguintes equações para as concentrações intra e extracelulares de A^+:

$$C^i_A = \frac{Ke^i_A \left(C_E^{pump}\right)^6}{3^5} \frac{C^i_{ATP}}{C^i_{ATP} + Kd^i_{ATP}\left(1+\frac{C^i_{ADP}C^i_P}{Kd^i_{ADP,P}}\right)} \times \times \frac{(C^i_{Na})^3}{\left[C^i_{Na} + Kd^i_{Na}\left(1+\frac{C^i_K}{Kd^i_K}\right)\right]^3} \frac{(C^o_K)^2}{\left[C^o_K + Kd^o_K\left(1+\frac{C^o_{Na}}{Kd^o_{Na}}\right)\right]^2} , \quad (4)$$

$$C^o_A = Ke^o_A \frac{\left(C_E^{pump}\right)^6}{3^5} \frac{C^i_{ADP}C^i_P}{C^i_{ADP}C^i_P + Kd^i_{ADP,P}\left(1+\frac{C^i_{ATP}}{Kd^i_{ATP}}\right)} \times \times \frac{(C^o_{Na})^3}{\left[C^o_{Na} + Kd^o_{Na}\left(1+\frac{C^o_K}{Kd^o_K}\right)\right]^3} \frac{(C^i_K)^2}{\left[C^i_K + Kd^i_K\left(1+\frac{C^i_{Na}}{Kd^i_{Na}}\right)\right]^2} , \quad (5)$$

onde C_E^{pump} é a concentração de enzimas funcionando como bombas. Com o objetivo de simular o efeito de substâncias sobre a bomba de Na/K, tal como a PTX, C_E^{pump} pode ser admitida igual à diferença entre a concentração total de enzimas, C_E^{total}, e a concentração dessas enzimas ligadas à substância, C_{subE} :

$$C_E^{pump} = C_E^{total} - C_{subE} \quad (6)$$

No caso do efeito da PTX, a modelagem pode basear-se nas possíveis reações de Na^+, K^+, ATP, ADP e P com enzimas (Na,K)-ATPase, segundo o modelo de Albers-Post, e nos resultados experimentais e interpretações de [4].

A indução de canais através da bomba de Na/K, com a aplicação de PTX, não exige a presença de ATP [4]. Assim, a reação 7 torna-se uma reação básica para a indução de canais através da bomba.

$$PTX^o + E \longleftrightarrow PTX^o E , \quad (7)$$

onde PTX somente pode reagir na face extracelular, E representa a enzima Na,K-ATPase e PTX^oE é um composto que apresenta probabilidade de se tornar um canal.

Segundo [1], a oclusão de K^+ extracelular bloqueia canais induzidos por PTX (CIPTX) e as reações de ATP e ADP com sítios de baixa afinidade, que abrem a porta intracelular sem fosforilação da enzima, aumentam a probabilidade de abertura dos CIPTX. Considerando efeito análogo ao do K^+ para o Na^+ extra e intracelular e para o K^+ intracelular, e que P possa também alterar a probabilidade de abertura dos CIPTX, as seguintes reações podem ser incorporadas:

$$n \cdot W + E \longleftrightarrow W_n E , \quad (8)$$

$$n \cdot W + PTX^o E \longleftrightarrow PTX^o W_n E , \quad (9)$$

$$PTX^o + W_n E \longleftrightarrow PTX^o W_n E , \quad (10)$$

onde *W* pode ser Na^+ ou K^+, intra ou extracelular, e ATP, ADP e P intracelulares. *n* é o coeficiente estequiométrico (igual a 3 para Na^+, 2 para K^+ e 1 para ATP, ADP e P). Os compostos $(Na^+)_3E$ e $(K^+)_2E$ correspondem às enzimas que contém ions oclusos. ATP^iE e ADP^iE são associados a enzimas com porta intracelular aberta e P^iE a enzimas com a porta extracelular aberta. $PTX^o(Na^+)_3E$ e $PTX^o(K^+)_2E$ referem-se aos CIPTX que foram bloqueados pela oclusão de Na^+ e K^+, respectivamente. PTX^oATP^iE, PTX^oADP^iE e PTX^oP^iE correspodem aos CIPTX que têm probabilidades de abertura diferentes dos canais contendo apenas PTX.

Na ausência de PTX e de acordo com o modelo de Albers-Post, ATP tende a abrir a porta externa na presença de Na^+, pela fosforilação da enzima, e a porta interna na presença de Na^+ ou K^+. ADP e P tendem a formar ATP por causa do trabalho reverso da bomba. Existem também as reações de ADP que promovem a abertura da porta intracelular e de P que abrem a porta extracelular. Esses efeitos podem ser resumidos nas seguintes reações:

$$ATP^i + (Na^+)_3 E \longleftrightarrow P^i E + 3Na^{+,o} + ADP^i , \quad (11)$$

$$ATP^i + (K^+)_2 E \longleftrightarrow ATP^i E + 2K^{+,i} , \quad (12)$$

$$ADP^i + P^i E + 3Na^{+,o} \longleftrightarrow ATP^i E + 3Na^{+,i} , \quad (13)$$

$$ADP^i + (K^+)_2 E \longleftrightarrow ADP^i E + 2K^{+,i} , \quad (14)$$

$$ADP^i + (Na^+)_2 E \longleftrightarrow ADP^i E + 3Na^{+,i} , \quad (15)$$

$$P^i + (K^+)_2 E \longleftrightarrow P^i E + 2K^{+,o} \quad (16)$$

Quando PTX está ligado à enzima, as reações de ATP e ADP resultam na abertura da porta interna na presença de Na^+ ocluso [4]. Por outro lado, na presença de K^+ ocluso, as reações de ATP, por fosforilação da enzima, abrem a porta externa contribuindo para a desoclusão desse íon [4]. Adicionando a possibilidade de que P possa causar a desoclusão de ions K^+, as seguintes reações podem ser incorporadas no modelo:

$$ATP^{i} + PTX^{o}(Na^{+})_3 E \longleftrightarrow PTX^{o} ATP^{i} E + 3Na^{+,i}, \quad (17)$$

$$ADP^{i} + PTX^{o}(Na^{+})_3 E \longleftrightarrow PTX^{o} ADP^{i} E + 3Na^{+,i}, \quad (18)$$

$$ATP^{i} + PTX^{o}(K^{+})_2 E \longleftrightarrow PTX^{o} P^{i} E + 2K^{+,o} + ADP^{i}, \quad (19)$$

$$P^{i} + PTX^{o}(K^{+})_2 E \longleftrightarrow PTX^{o} P^{i} E + 2K^{+,o} \quad (20)$$

Neste modelo, são representados 4 tipos de CIPTX abertos: $PTX^{o}E$, $PTX^{o}ATP^{i}E$, $PTX^{o}ADP^{i}E$ e $PTX^{o}P^{i}E$. Assim, a densidade de corrente total através das enzimas (Na,K)ATPase, J_E^{total} (mA/cm^2), durante a aplicação de PTX, é dada por:

$$J_E^{total} = J_{pump} + J_{Na}^{ci} + J_K^{ci}, \quad (21)$$

onde J_{Na}^{ci} e J_K^{ci} (mA/cm^2) são as densidades de correntes de Na^+ e K^+ através dos CIPTX que são calculadas através da equação de GHK de corrente (Equação 1), sendo que as permeabilidades de Na^+ e K^+ são calculadas segundo:

$$P_w^{ci} = \overline{P}_w^{ci}(C_{PTX_oE}^{norm} + k_1 C_{PTX_oATP_iE}^{norm} + k_2 C_{PTX_oADP_iE}^{norm} + k_3 C_{PTX_oP_iE}^{norm}), \quad (22)$$

onde $\overline{P}_w^{ci}$ (cm/s) é a permeabilidade máxima de *w* (Na^+ ou K^+), que é admitida proporcional à C_E^{total}. O índice *norm* indica que a concentração do composto está normalizada em relação à C_E^{total}. k_1, k_2 e k_3 são constantes que diferenciam as permeabilidades nos diferentes tipos CIPTX.

Considerando que todas as enzimas ligadas a PTX não funcionem como bomba, mesmo as que estão bloqueadas por oclusão de Na^+ e K^+, a Equação 6 fica reescrita da seguinte forma:

$$C_E^{pump} = C_E^{total}(1 - C_{PTX_oE}^{norm} - C_{PTX_oATP_iE}^{norm} - C_{PTX_oADP_iE}^{norm} - C_{PTX_oP_iE}^{norm} - C_{PTX_o(Na^+)_3E}^{norm} - C_{PTX_o(K^+)_2E}^{norm}), \quad (23)$$

Para estimar a concentração dos compostos resultantes das reações descritas, admite-se que a taxa de variação da concentração do composto seja a diferença entre uma taxa de formação (proporcional ao produto entre as concentrações dos reagentes elevadas aos respectivos coeficientes estequiométricos) e uma taxa de dissociação (proporcional ao produto entre as concentrações das substâncias resultantes da reação elevadas aos respectivos coeficientes estequiométricos).

O modelo descrito foi utilizado para simular a ativação da bomba de Na/K em função das variações das concentrações intra e extracelulares de Na^+ e K^+ e intracelular de ATP e para reproduzir as manobras experimentais de [4], na quais a PTX foi empregada para induzir canais iônicos através da bomba de Na/K.

Resultados

Medidas experimentais sobre a ativação da bomba de Na/K em função da variação das concentrações de Na^+, K^+ e ATP, retiradas de [6-9], permitiram estimar, através de simulação,as constantes de dissociação Kd_K^{o}, Kd_{Na}^{o}, Kd_{Na}^{i}, Kd_K^{i} e Kd_{ATP}^{i} (Figura 2) . Os valores estimados foram 0,094, 34,7, 0,856, 4,831 e 0,155 mM, respectivamente.

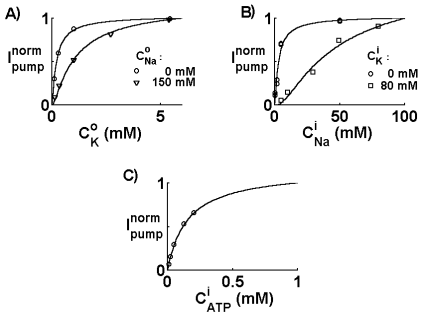


Figura 2: Ativação da corrente normalizada da bomba de Na/K, I_{pump}^{norm}, em função da variação das concentrações extracelular de K^+ (A) e intracelulares de Na^+ (B) e ATP (C). Nesses experimentos, realizados em miócitos cardíacos de porquinho-da-índia (círculos e triângulos) e de coelho (quadrados), as soluções intracelulares estavam livres de ADP e o potencial transmembrânico era mantido nulo. As curvas contínuas foram obtidas com o modelo da bomba de Na/K.

Os ions K^+, no meio extracelular, causam maior decaimento da corrente induzida por PTX do que os ions Na^+, como mostram os registros experimentais [4] e simulados (Figura 3). Os traços superiores mostram os intervalos de tempo de perfusão com PTX, Na^+ e K^+, na face extracelular. A solução intracelular continha Na^+ e estava livre de ATP, ADP, P e K^+.

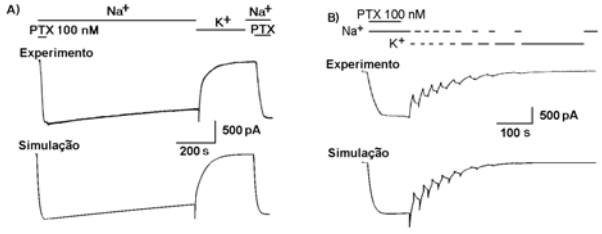


Figura 3: A) Efeitos de Na^+ e K^+ extracelulares sobre a a corrente induzida pela perfusão de PTX. B) Diferença entre os dois efeitos do K^+ extracelular: aumento da taxa de desligamento de PTX e bloqueio dos CIPTX. As curvas superiores são resultados experimentais, retirados de [4], e as inferiores são simulações.

A aplicação de ATP intracelular, na presença de Na^+ extracelular, causa o aumento da corrente induzida, mesmo após a sua saturação (trecho não apresentado) (Figura 4A). Na Figura 4B, é apresentado o decaimento da corrrente induzida, em experimento [4] e simulação, devido à perfusão com K^+ extracelular na ausência e na presença de ATP intracelular. Nesse experimento, como também na simulação, a corrente foi induzida inicialmente pela perfusão com PTX e Na^+ extracelulares (trecho não mostrado).

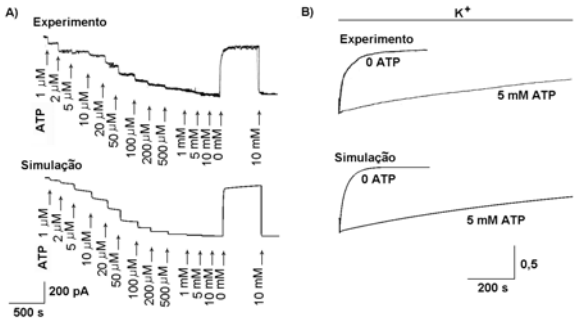


Figura 4: Efeito da presença de ATP intracelular sobre a corrente induzida por PTX, na presença de Na^+ (parte A) e K^+ (parte B) extracelulares. Os resultados experimentais são retirados de [4].

Discussão

Os valores estimados para as constantes de dissociação mostram que, como previsto em [1,6-9], a bomba tem maior afinidade a Na^+ na face intracelular e, ao K^+ na face extracelular. O modelo proposto ainda tem a vantagem de possibilitar a derivação de uma equação para o cálculo do potencial reverso da bomba de Na/K, admitindo-se J_{pump} igual a zero na Equação 1.

Quanto aos efeitos de Na^+ e K^+ sobre a corrente induzida por PTX, como interpretado em [4], o modelo mostra que K^+ aumenta o decaimento dessa corrente devido à sua oclusão e por aumentar a taxa de desligamento de PTX. Os picos de corrente nos instantes de troca entre soluções contendo Na^+ e K^+ ocorrem devido a maior permeabilidade de K^+ do que de Na^+ nos CIPTX. Em relação ao efeito do Na^+, Artigas *et al.* [4] interpretam que esse íon, na face extracelular, contribui para a abertura dos CIPTX. Porém, o modelo mostra que Na^+ extracelular, como K^+, também pode causar o bloqueio dos CIPTX, porém com menor intensidade.

Como analisado por [4], a simulação conduz a hipótese de que a ATP causaria aumento da corrente induzida na presença de Na^+ extracelular ao reagir com sítios de baixa afinidade na enzima contendo PTX. Assim, promoveria a abertura da porta interna e, consequentemente, a liberação dos Na^+ no meio intracelular, reabrindo o CIPTX. Adicionalmente, o modelo indica que a fosforilação de enzimas sem PTX, causaria a liberação de Na^+ oclusos e permitiria que PTX pudesse induzir mais canais. O modelo reafirma a interpretação de [4] de que a fosforilação de enzimas a partir de ATP reduz o decaimento da corrente devido à ação do K^+ extracelular.

Conclusão

O modelo proposto neste trabalho, por associar a atividade da bomba à de canais iônicos e reproduzir resultados experimentais, sustenta a hipótese de que a bomba de Na/K pode ser vista com um canal iônico. Além disso, o modelo pode ser utilizado na interpretação de resultados experimentais a partir de ajustes às medidas, permitindo o levantamento de constantes que não podem ser explicitamente deduzidas a partir de dados experimentais, como é caso das constantes de dissociação $Kd_{Na}^{\ i}$, $Kd_K^{\ i}$, $Kd_{ATP}^{\ i}$, $Kd_{Na}^{\ o}$, $Kd_K^{\ o}$ e das constantes das taxas de formação e dissociação das reações envolvendo PTX.

Agradecimentos

Agradecemos ao CNPq pela bolsa de doutorado.

Referências

[1] GLITSCH, H. G., "Electrophysiology of the sodium-potassium-ATPase in cardiac cells", *Physiological Reviews.* 81(**4**):1791-826, 2001.

[2] POST, R. L., HEGYVARY, C., Kume, S., "Activation by adenosine triphosphate in the phosphorylation kinetics of sodium and potassium ion transport adenosine triphosphatase", *J Biol. Chem.* 247(**20**):6530-40, 1972.

[3] ALBERS R. W., FAHN S., KOVAL G. J., "The role of sodium ions in the activation of electrophorus electric organ adenosine triphosphatase", *Proc Natl Acad Sci USA* 50:474–81, 1963.

[4] ARTIGAS, P., GADSBY, D. C., "Na^+/K^+-pump ligands modulate gating of palytoxin-induced ion channels", *Proc Natl Acad Sci USA* 100(**2**):501-5, 2003.

[5] HABERMANN, E., "Palytoxin acts through Na^+,K^+-ATPase", *Toxicon*. 27(**11**):1171-87, 1989.

[6] NAKAO, M., GADSBY, D. C., "[Na] and [K] Dependence of the Na/K pump current-voltage relationship in guinea pig ventricular myocytes", *J. Gen. Physiol.* 94(**3**):539-65, 1989.

[7] BARMASHENKO, G., KOCKSKAMPER, J., GLITSCH, H. G., "Depolarization increases the apparent affinity of the Na^+-K^+ pump to cytoplasmic Na^+ in isolated guinea-pig ventricular myocytes", *J Physiol.* 517(**Pt 3**):691-98, 1999.

[8] HANSEN, P. S., BUHAGIAR, K. A., KONG, B. Y., *et al.*, "Dependence of Na^+-K^+ pump current-voltage relationship on intracellular Na^+, K^+, and Cs^+ in rabbit cardiac myocytes", *Am. J. Physiol. Cell Physiol.* 283(**5**):C1511-21, 2002.

[9] FRIEDRICH, T., BAMBERG, E., NAGEL, G., "Na^+,K^+-ATPase pump currents in giant excised patches activated by an ATP concentration jump", *Biophys. J.* 7(**5**):2486-500,1996.

MÉTODO PARA EL ESTUDIO DE LA ACTIVIDAD AURICULAR EN EL ELECTROCARDIOGRAMA

R. I. González

Instituto Central de Investigación Digital/División de Equipos Médicos, La Habana, Cuba

e-mail: rigonzalez@icid.edu.cu

Abstract: This paper is about a new computerized method designed for the detection of P, F and f waves in the rest ECG. A bidirectionally-computed energy function is used to identify P waves across the most stable TQ interval in lead II. The detected P wave is used as a pattern to find out the same waves presents in the whole lead II. The most stable ECG zone is studied lead by lead. If the P wave is not detected in lead II, a energy threshold is used to detect the atrial activity. The proposed method was tested with 104 digital ECGs and all the P wave present in the most stable zones were detected; false positives were not present. The atrial fibrillation events were detected and false positives were not present.

***Palabras clave*: onda P, fibrilación auricular, flutter auricular**

Introducción

Las ondas P, F y f constituyen la representación electrocardiográfica de la actividad auricular [1]. En todos los casos son ondas de bajo voltaje que aparecen comúnmente entre el final de la onda T y el principio del próximo complejo QRS, aunque existen casos excepcionales como la onda P retrógrada que puede aparecer al final del complejo QRS.

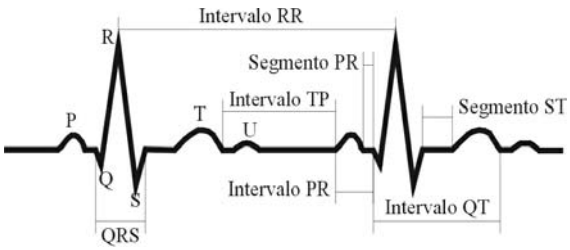


Figura 1. Eventos electrocardiográficos

La onda P se asocia a los ritmos cardiacos más comunes, pudiendo no estar presente, ser positiva, negativa o bifásica. La identificación y medición de esta onda es imprescindible para el estudio de patologías auriculares como la hipertrofia auricular y los bloqueos de conducción entre aurículas y ventrículos. Por otra parte, la presencia y polaridad de esta onda es un elemento a tener en cuenta en la clasificación del ritmo cardiaco.

La onda f es la representación de la fibrilación auricular que es una de las arritmias de mayor incidencia en la población [1]. Estas ondas son sumamente difíciles de identificar pues tienden a confundirse con el ruido que puede estar presente en la línea base del electrocardiograma (ECG). La onda F está asociada a un trastorno menos común que es conocido como flutter o aleteo auricular. En ambos casos son trastornos que no son mortales, pero que producen un grado significativo de malestar e invalidez en los pacientes.

En la actualidad, la identificación de las ondas auriculares mediante métodos computadorizados no es un problema que se considere resuelto pues los algoritmos desarrollados hasta el momento no logran resultados satisfactorios al tomar como referencia a especialistas experimentados en la interpretación del ECG. Esta situación, unida a la importancia que tiene el estudio de la actividad auricular, hace que en el campo del procesamiento de señales biológicas se dediquen importantes esfuerzos a mejorar los resultados obtenidos en el estudio de las ondas auriculares. El objetivo del presente trabajo es exponer un método desarrollo en esta línea de trabajo y los resultados obtenidos al evaluarlo con señales adquiridas en condiciones reales.

Materiales y Métodos

Se estudiaron 104 casos seleccionados de forma aleatoria de una base de datos anotada (mediciones y diagnósticos realizados por tres especialistas experimentados con ayuda de programas con interfaz gráfico para medir las señales) creada a partir de electrocardiogramas (ECG) hechos con equipos CARDIOCID, electrocardiógrafos diseñados y producidos en Cuba. En estos ECG las ocho derivaciones independientes (I, II, V1, V2, V3, V4, V5, y V6) son adquiridas simultáneamente y filtradas durante ocho segundos a una frecuencia de 500 Hz. Las derivaciones dependientes (III, aVR, aVL y aVF) son calculadas a partir de las expresiones clásicas [2]. Se utiliza un filtro pasabanda del tipo *moving average* entre 0.6 y 37 Hz con el fin de atenuar las variaciones de la línea base y minimizar la influencia del ruido electromiogràfico. Además, se emplea un filtro notch que cancela los 60 Hz.

El método propuesto consta de las siguientes etapas:

1. Detección de todos los complejos QRS .y cálculo de los intervalos RR.
2. Detección del final de cada onda T.
3. Selección de la zona con ritmo cardiaco más estable.
4. Identificación de la onda P
5. Identificación de las ondas f y F.

La detección del complejo QRS se realiza en todo el ECG, o sea, a través de los ocho segundos de señal adquiridos. Este proceso se basa en el cálculo de la Función de Velocidad Espacial (FVE) para cada una de las muestras y de umbrales de detección establecidos en trabajos anteriores [3]. Se establece un umbral para diferenciar las zonas que con certeza pertenecen a un complejo QRS del resto del ECG y mediante otros dos umbrales se identifican el inicio y el final de cada uno de los complejos detectados. La expresión de la FVE es la siguiente:

$$y(k) = \sum_{i=1}^{C} [x(i,k) - x(i,k+1)]^2$$

donde:
y(k): Función de Velocidad Espacial
x(k): Señal de entrada
C: Cantidad de derivaciones

La detección de todos los complejos QRS es imprescindible para delimitar los intervalos TQ (tramos de ECG comprendidos entre el final de una onda T y el inicio del siguiente complejo QRS) que son las zonas en las que el método propuesto intentará identificar la presencia de actividad eléctrica auricular.

Una vez que los complejos QRS han sido detectados y han sido identificados el instante de inicio y final de cada uno, se toma la derivación II para el cálculo de los intervalos RR y de su valor promedio. Para ello, se busca el máximo absoluto del ECG entre el inicio y final de cada complejo QRS y se toma esta muestra como punto fiducial o de referencia; la duración de cada intervalo RR se calculará como la distancia entre estos puntos y así se obtiene la duración del intervalo RR previo y posterior de cada complejo QRS. Además, se calcula el valor promedio de este intervalo.

Para la identificación del final de la onda T, se desarrolló un algoritmo que básicamente consiste en seguir, a partir del pico de la onda, el contorno de la señal en busca del instante en que esta deja de acercarse a la línea base durante al menos 10 ms. Para realizar este proceso se establecieron los siguientes convenios:

- El pico de la onda T siempre estará entre el final del segmento ST y el final esperado de la onda T si la duración del intervalo QT (medido desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T) fuera normal para el valor promedio del intervalo RR en el ECG estudiado. Existen tablas en las que se relacionan los valores normales del intervalo QT para diferentes valores del intervalo RR [4].
- El final del segmento ST se asociará a la muestra que esté separada del punto J (final del complejo QRS) por la sexta parte de la duración promedio del intervalo RR. Este convenio se establece con el fin de fijar una relación inversamente proporcional entre la duración del segmento ST y la del intervalo RR
- La línea base será estimada como el promedio de las muestras correspondientes a los 20 ms anteriores al inicio del complejo QRS.

La zona de ritmo cardíaco más estable es identificada a partir del estudio de los complejos QRS agrupados en tríos. Para cada trío, se calcula la diferencia entre el intervalo RR anterior y posterior al complejo QRS central y se establece que el trío con menor diferencia estará ubicado en la zona de ritmo cardíaco más estable.

Una vez que el final de cada onda T y el inicio de cada complejo QRS han sido identificados, se puede pasar al estudio de las ondas auriculares.

El estudio de la onda P se divide en dos fases: en la primera fase se busca la onda P en el segundo complejo QRS del trío asociado a la zona de ritmo cardíaco más estable. En la segunda etapa se busca la onda P a lo largo de la derivación II pues esta información es de utilidad para la clasificación del ritmo cardíaco.

Primeramente, se normaliza el intervalo TQ a estudiar, o sea, a todas las muestras se le resta el valor de la línea base con el fin de corregir los desplazamientos que hayan podido quedar a pesar del filtrado del ECG y simplificar las operaciones que se realizarán en los pasos siguientes. Posteriormente, se eleva al cuadrado el valor de cada una de las muestras con el fin de acentuar las diferencias entre ellas y a las muestras de esta nueva señal digital se le calcula la energía en ambos sentidos pues en caso de existir una onda P existirá una marcada diferencia en cuanto a la energía asociada a la onda P al resto del segmento TQ. Para el cálculo de la energía se emplea una ventana de 80 ms pues es un valor de duración típico para esta onda y se calcula en ambas direcciones con el fin de estimar el inicio y final de la zona de ECG candidata a ser considerada una onda P. La expresión para el cálculo de la energía es la siguiente:

$$E(i) = \sum_{j=i-N}^{i} d(j)^2$$

donde:
E(i): valor de energía para el instante i.
N: ancho de la ventana de energía (40 muestras)
d: derivada en el punto j.

Si el máximo valor de energía sobrepasa un umbral establecido en estudios previos [5] y la zona de señal comprendida entre los valores máximos de energía (esta función fue calculada en ambas direcciones) tiene una duración al menos de 30 ms y una amplitud mayor que 30 µV, se dice que existe una onda P.

Si una onda P fue detectada, se busca en cada uno de los segmentos TQ de la derivación II el tramo de señal

que tenga una semejanza de al menos el 85% con la onda identificada en la zona de mayor estabilidad en el ritmo cardíaco y así se detectan todas las ondas a lo largo de los ocho segundos de ECG estudiados.

En caso de no existir onda P, se determina si el máximo valor de la energía cumple con un umbral establecido experimentalmente para detectar la presencia de actividad auricular y si los valores de energía se mantienen establemente al menos para el 80% de cada uno de los segmentos TQ. En caso de que se cumplan ambos criterios, se puede afirmar que hay una actividad auricular que abarca la mayor parte de los segmentos TQ y se debe discriminar entre las ondas f y F. Para ello, se segmenta cada segmento TQ en partes de 100 ms de duración y se haya el pico a pico de cada una. Estos valores son comparados con un umbral que sirve como frontera entre las ondas f y F. Si en la mayor parte de los segmentos el valor pico a pico se mantiene en a zona asociada a las ondas f, se dice que existe fibrilación auricular y en caso contrario se afirma que está presente el flutter o aleteo auricular.

Resultados

Se estudiaron 98 ECG con ritmo sinusal, o sea, con presencia de onda P acoplada a cada uno de los complejos QRS. Además, se estudiaron dos casos en los que no estaba identificada ningún tipo de actividad auricular y cuatro casos con fibrilación auricular. No se pudo obtener ningún caso con flutter auricular. Para la evolución se tomaron como referencia las anotaciones realizadas por los especialistas que revisaron los ECG de la base de datos, o sea, las mediciones y diagnósticos comprobados por estos especialistas. Los principales resultados se resumen en la tabla 1.

Tabla 1: Principales resultados en la evaluación del método propuesto

Aspecto evaluado	Resultado
Casos sin onda P	2
Falsos Positivos (FP) en casos sin P	0
Ondas P estudiadas en la zona más estable de la derivación II	98
Ondas P detectadas en la zona más estable de II	98 (100%)
Ondas P presentes en todas las derivaciones II	1094
Ondas P detectadas en todas las derivaciones II	1041 (95.16%)
Ondas P estudiadas en la zona más estable	1176
Ondas P detectadas en la zona más estable:	1109 (94.30%)

No hubo Falsos Positivos en la detección de la onda P ni en la detección de las zonas con presencia de onda F.

Discusión

Debe destacarse la detección de todas las ondas P presentes en la zona de ritmo cardiaco más estable pues esta información es muy útil para el diagnóstico de patologías auriculares que se manifiestan en el ECG mediante la morfología de la onda P y la duración del intervalo PR. Al estudiar esta misma zona de ritmo estable en el resto de las derivaciones, se detectaron más del 95% de las ondas presentes, lo que constituye un resultado de alto valor para el diagnóstico.

Al no existir ni Falsos Positivos ni Falsos Negativos en la detección de la onda P en los casos estudiados se puede afirmar que el método propuesto fue muy preciso en la identificación de la actividad auricular que con mayor frecuencia aparece en cualquier población.

Los casos de fibrilación auricular estudiados fueron pocos, pero todos fueron identificados correctamente. Internacionalmente se plantea que entre en 5 y el 8% de la población padece de fibrilación auricular, por lo que la cantidad de casos estudiados con esta patología está cerca de la media mundial si se toma como población la suma de los casos utilizados para evaluar el método propuesto.

En el caso del flutter auricular no fue posible estudiar ni siquiera un caso pues es una patología mucho menos común, pero debe destacarse que no se produjeron falsas identificaciones de ondas F. No obstante, debe continuarse el estudio de este fenómeno.

Como se puede apreciar en la descripción del método propuesto, todas las operaciones utilizadas son de aritmética entera, por lo que la ejecución de este método es rápida y requiere de poca potencia de cómputo, lo que lo hace ideal para equipos de bajo costo.

Conclusión

Se desarrolló un método para el estudio de la actividad auricular a partir del ECG de reposo que reportó resultados satisfactorios en su primera evaluación.

En todos los casos en que hubo algún tipo de actividad auricular se realizó una detección efectiva de la misma y no se produjeron falsos positivos.

Las operaciones utilizadas en el método son sencillas, lo que garantiza la rapidez de su ejecución y la poca exigencia en cuanto a potencia de cómputo.

El método propuesto debe probarse con un mayor número de casos, pero constituye un nuevo aporte en el estudio de la actividad auricular mediante métodos computadorizados.

Referencias

[1] Bermúdez, F., Electrocardiografía Diagnóstica, Editoral Mc Graw Hill Interamericana de Venezuela, 1998

[2] International Standar IEC 60601-2-51, Medical electrical equipment – Part 2-51: “Particular requirements for safety, including essential performance, of recording and analyzing single and multichannel electrocardiographs”, First Edition 2003-02

[3] González, R. I., Morejón A. M., Rodríguez J. A., Ramírez M.M, “Preprocesamiento de señales electrocardiográficas en tiempo real”, *Ing. Electr., Autom. y Telecom.,* 13(3): 89-94, 1991.

[4] González, R. I., “A Spatial Study of the ST Segment” *Proc. Eng. in Med. and Biol. Soc. 25th Annual Intern. Conf.,* Cancún México, 2003, pp. 2610-2614

.

[5] González R. I., Rivero M.M., Fernández R., “Evaluación de un programa para la interpretación automática de electrocardiogramas”, *Primer Congreso Virtual de Cardiología*. Enero, 2000.

MULTIFRACTAL CHARACTERIZATION OF HEART RATE DURING TRANSITORY MYOCARDIAL ISCHEMIA

José L. Godoy and María E. Torres*

Universidad Nacional de Entre Ríos, Facultad de Ingeniería, Bioingeniería,
Laboratorio de Señales y Dinámicas no Lineales
C.C. 47 - Suc. 3, (E3100HIB) Paraná, Entre Ríos, Argentina

e-mail: *metorres@ceride.gov.ar

Abstract: In this work we apply multifractal analysis to heart rate variability (HRV) and we propose new fractal measures to characterize the transitory myocardial ischemia. Differences in the regularity structure were identified during ischemic episodes with regard to an area of normality in the same patient. Statistical results suggest that fractal indices here proposed provide useful information for the assessment of dynamic changes and patterns of HRV during myocardial ischemia, with the additional advantage that a single index is enough to accurately characterize the outlined problem.

***Key words*: HRV, myocardial ischemia and Multifractals.**

Introduction

Myocardial ischemia is the lack of oxygen contribution to the heart, a situation that in extreme and irreversible conditions results in acute myocardial infarct. For this reason the precocious or early detection of ischemia is of great interest.

Patient monitoring with possibility of ischemia can be realized by means of the evolution of the ECG or of the HRV. Specifically in the ECG via ST segment deviation and modifications in the wave T. The measures ST and T are useful for detecting acute changes in the repolarization of the heart electric signal. This last one is associated with the presence of ischemia. However, and above all, in the Holter or telemetric records these measurements present serious problems owing to their low specificity [1]. On the other hand, the HRV analysis is a reproducible noninvasive method to measure the beat-to-beat heart rate regulation by the neurovegetative system [2,3]. In [4] Gamero et al. used a time-scale resolution technique to characterize the ischemic episodes across the spectral content of the RR signal with good results.

Given that ischemic episodes produce an alteration in the sympathetic/parasympathetic balance of the neurovegetative heart rate regulation [2], in this work we assume that this alteration will be reflected in the strength and fractal distribution of the heart rhythm fluctuations. The MultiFractal Spectrum (MFS) summarizes the scale invariant behavior and quantifies the relative regularity degree in a signal [4,6]. In this work, we propose new techniques based on MFS to find out differences in the R-R variability behavior, allowing the differentiation between normal and ischemic zones in the RR signal.

The clinical interest of this study is that the ischemia characterization from HRV fractal measures would reduce the false positive diagnosis. We consider that it could also be of particular interest in the diagnosis of silent ischemia, by means of Holter records, telemetric records or real-time monitoring systems in ICUs.

Multifractal Spectrum Estimation: Wavelet Transform Modulus Maxima (WTMM)

The multifractal spectrum is estimated under certain hypotheses of multifractal formalism through the use of a *partition function* based on the WTMM. This method is numerically very fast, but it is statistical in nature. The method of the WTMM takes advantage of the partition time-scale given by its skeleton to define a *partition function* where the analyzing wavelets play the role of generalized boxes with size defined by its scale and the skeleton indicates where to place these oscillating boxes in order to obtain a partition in the considered scale. As WTMM only takes into account the modulus maxima coefficients, it imposes a restriction in the computations that prevents small errors, since in the maxima, they are relatively less important. This makes it the numerically more reliable method for the estimation of the multifractal spectrum [5].

Partition Function based on the local extremes of Wavelet Transform ($Wf(u,s)$): The set of the *modules maxima* in the scale s can be interpreted as a covering of the singular support of the signal f with wavelets of scale s [6]. At these maxima locations: $|Wf(u,s)| \sim s^{a+1/2}$. Let $\{u_p(s)\}_{p\in\aleph}$ be the position of all the local maximum of $|Wf(u,s)|$ at a fixed scale s. The *partition function* Z measures the sum at a power q of all these modulus maxima [6]: $Z(q,s)=\sum_p |Wf(u_p(s),s)|^q$. For each $q\in\Re$, the scaling exponent $\tau(q)$ measures the asymptotic decay

of $Z(q,s)$ at fine scales s [5,6]: $\tau(q) = \liminf_{s\to 0} \frac{\log Z(q,s)}{\log s}$. In [6] it has been shown that, given $\Lambda = [\alpha_{\min}, \alpha_{\max}]$ the support of $D(\alpha)$ and a wavelet with $n>\alpha_{max}$ vanishing moments, if f is a self-similar signal then $\tau(q) = \min_{\alpha \in \Lambda} [q(\alpha+1/2) - D(\alpha)]$. It is also known that [6] the scaling exponent $\tau(q)$ is a convex and increasing function of q. This Legendre transform is invertible if and only if $D(\alpha)$ is convex, in which case $D(\alpha) = \min_{q\in\Re} [q(\alpha+1/2) - \tau(q)]$ [6]. The spectrum $D(\alpha)$ of self-similar signals is convex [6]. This formula is also valid for a much larger class of multifractals. For example, it is verified for statistical self-similar signals such as realizations of fractional Brownian motions. Jaffard [7] proved that, in general, the Legendre transform $\tau(q)$ only gives an upper bound of $D(\alpha)$, a convex hull, below which it is the true spectrum of singularity. Figure 1 illustrates the properties of both multifractal spectrums. Given $D(\alpha)$, the fractal dimension of pointwise Hölder exponent, the value $D(\alpha_0) = \max_{\alpha \in \Lambda} D(\alpha) = -\tau(0)$ corresponds to the α_0 most frequently encountered in f. The spectrum $D(\alpha)$ for $\alpha<\alpha_0$ depends on $\tau(q)$ for $q>0$ and for $\alpha>\alpha_0$ it depends on $\tau(q)$ for $q<0$.

For a self-similar monofractal signal like a fractional Brownian motion, $\tau(q)$ is equal to $q(\alpha+1/2)-1$. This allows us to detect self-similarity, by testing the proportionality of $\tau(q)$ with regard to q. More over, from the Scaling Exponent Spectrum $\tau(q)$ we can discriminate between mono- and multi-fractality exploring the dependence of $\tau(q)$ with regard to q. A lack of alignment in the spectrum $\tau(q)$ with the straight-line adjusted with least squares reveals a possible multifractal scaling, while an alignment reveals a monofractal behavior. The slope of the linear regression of $\tau(q)$ is an estimate ($\gamma = H+0.5$) of the global Hurst exponent H and it is equivalent to α_0 [4,6]. For a self-similar monofractal signal with unique Hölder exponent α_0, its scaling exponent spectrum is: $\tau^*(q) = q(\alpha_0 + 1/2) - 1$. Figure 1.a shows the spectrum $\tau(q)$ of a RR signal (continuous line) and in the same plot we can observe how it moves away from spectrum $\tau^*(q)$ (discontinuous line).

Materials and methods

Preprocessing and records: As cardiac rhythm signal the RR interval series of the sinus beats is taken, because the R-R distance maintains a linear relationship with the vagal efferent tone and its relationship with the sympathetic efferent activity is approximately linear. These two characteristics facilitate the understanding of the autonomous function [3]. In order to obtain the RR time series appropriate for these approaches, first we obtained the NN interval series (irregularly sampled) from the beat annotations in the European ST-T

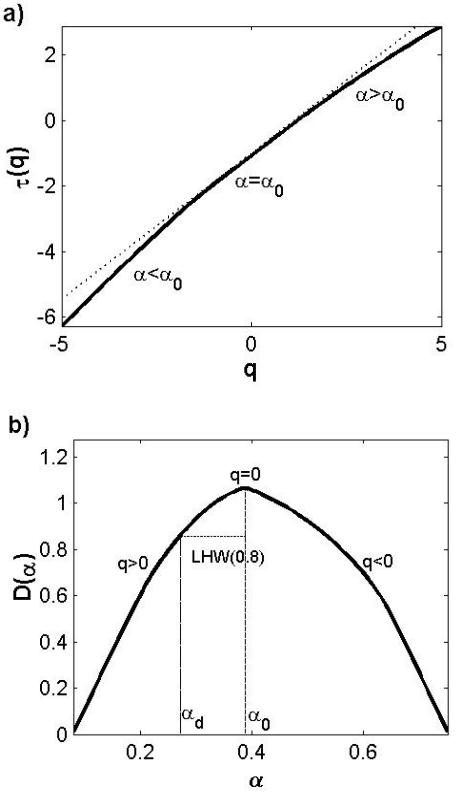


Figure 1: a) Scaling Exponent $\tau(q)$ in an ischemic zone and $\tau^*(q)$. b) The Spectrum $D(\alpha)$ of the same RR signal and the measures α_0 and $LHW(0.8)$.

database (ESDB) [8], only accepting normal-to-normal values [9]. In order to eliminate possible artifacts generated by ectopic beats and/or misdetected beats (absent or spurious beats), we applied to the NN interval series a previously evaluated automatic filter, named non-causal of variable threshold (NC-VT) [10]. Finally, the filtered NN interval series was uniformly interpolated to a sampling frequency of 4 Hz, using the cubic spline interpolation. The ECGs of database are sampled to 250 Hz; thereby the resolution in the detection of the location of the R wave peaks is of 4 milliseconds, which is the resolution of RR interval series.

Measures that summarize the Multifractal Spectra: In general, the Multifractal Spectrum of a signal provides (i) a measure of the signal's prevalent degree of smoothness and (ii) a measure of the signal's departure from monofractality. We denominate *Location of spectrum*, and it is noted α_0, the value of α where the spectrum is maximum, $D(\alpha_0) = \max_{\alpha \in \Lambda} D(\alpha)$.

Given $\alpha_d \in (\alpha_{\min}, \alpha_0)$ such that degree of regularity $D(\alpha_d) = d\ D(\alpha_0)$, with $0<d<1$, we denominate Left-Half-Width (*LHW*) at the spectrum level d the value $LHW(d) = \alpha_0 - \alpha_d$. The left side domain $(q \geq 0)$ of $D(\alpha)$ is measured, because the estimate of $D(\alpha)$ on these values of q is more exact and more precise. Intuitively the longitude of $LHW(d)$ gives an idea of the curvature of spectrum. A small valor of $LHW(d)$ implies a very abrupt ascent of $D(\alpha)$ among α_d and α_0, suggesting the

presence of a signal that is closer to the monofractal type. Therefore, *LHW*(*d*) is interpreted as the degree of multifractality of such signal.

From the spectrum of scaling exponent $\tau(q)$ two equivalent measures to the previous ones are derived. The *inclination of the spectrum* (*H*) is Hurst exponent global value. Let *L*(*q*) be the straight-line adjusted for iteratively reweighed least squares to $\tau(q)$. If ρ is the slope of *L*(*q*) then $H = \rho - 0.5 = \alpha_0$. The *spectrum deviation* (*DM*) is the standard square deviation of $\tau(q)$ with regard to its straight-line of adjustment *L*(*q*), $DM = \left(\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n} (\tau(q(i)) - L(q(i)))^2 \right)^{1/2}$, where *n* is the amount of *q* values considered. The larger is *DM*, the less the signal a self-similar monofractal is. It is viewed as a degree of multifractality.

Extraction of data of each zone: Given that our goal is to look for patterns associated with ischemic episodes, it is necessary to define certain zones of interest, taking a look at each episode in order to evaluate the appearance of patterns based on the previously defined indices in each zone. An ischemic episode registered over the ECG (Figure 2.a), according to the database cardiologist annotations, it extends from the beginning of a T or ST episode annotated in any channel of the record until the end of this same episode or until the end of the last episode if there were more than one, which could be overlapped or included, belonging to the same ischemic episode [9].

In this work we adopted a temporary division in two zones. The *zone of ischemia* corresponds to a window centered on the ischemic episode, where the length of the window agrees with the episode extension. If the episode is shorter that 3 min the window length is 8.5 min, else it is 17 min length. These two window sizes have been chosen in order to include all the episodes and to leave among 2 to 6 min of RR series to each side of ischemic episode. The prior and post episode segments included inside the window of measurement are important to characterize the ischemic event through the RR signal, since they add information regarding the considered episode [4]. The *zone of normality* corresponds to a window that is 4 min. distant of the ischemic episode and that has a length equal to the one previously selected for the zone of ischemia.

Statistical Analysis: We have selected 11 patients from the ESDB. With the aim of homogenizing the initial set as far as possible, we applied the requirements following [4], based on the clinical information associated with each record of the database. In each record we only took one episode (a sample) for each record (patient), in order to not affect the group variability with redundant measures.

We have taken into consideration the parameters α_0, *LHW(d)*, *H* and *DM* for each zone (normality and ischemia) and for each individual. The statistical analysis has been performed as follows. We first evaluate α_0, *LHW*(*d*), *H* and *DM* in the ischemic zone and in the normality zone with the aim of verifying attributable changes to the ischemic episodes. For each index the *Friedman non-parametric test* was used [11]. The Friedman test is the non-parametric equivalent of a two-way analysis of variance with one observation per cell. In order to determine whether there existed some pattern of change or significant difference among the indices ranges, by comparing two zones, we applied the *Wilcoxon signed range test* [11]. It is based on the ranks of absolute values of differences between the two variables. This test is a non-parametric alternative to the Student's paired *t*-test. It assumes that there is information in the magnitudes of the differences between paired observations, as well as in the signs. The statistical analysis and the proccessing of the signals were carried out with Matlab v6.0 (Mathworks Inc., MA).

Results

We propose two approaches, the first with *q* ranging from –5 to +5 and the second with *q* ranging from –2 to +5, because *Z* computation diverges for $q<-2$ (Fig. 2.c). We analyzed all indices for both approaches trying to verify the evidence of changes attributable to the ischemic episodes. Fig. 3 shows the each index distributions, in normal and in ischemic stage, for both approaches. The values of DM in the first approach (Fig. 3.d approach 1) are biased due to errors introduced by the computation of $\tau(q)$ for $q<-2$. The values of α_0 and *LHW*(0.8) are not biased because only the right-side of $D(\alpha)$ is affected by $\tau(q)$ for $q<0$ (Fig. 1). In fig. 3.c, it can be appreciated that H values in approach 2 are lower than in approach 1.

Table 1: Friedman and Wilcoxon tests based on negative ranks, i.e. negative differences between the normal zone and the ischemic zone.

Index	Friedman	Wilcoxon
α_0 and *H*	0.0009	0.001
LHW(0.8)	0.763	0.638 and 0 .898
DM	0.132	0.054 and 0.365

Table 1 shows the statistical significance (p-value: significant probability) of the two tests for each index and for both approaches. In all the cases, values of $p<0.01$ have been considered as significant differences.

The results obtained with test 1 for the two approaches show that significant differences were found between both zones in the prevalent regularity strengths (α_0 and *H*), but not in the multifractality degrees (*LHW*(0.8) and *DM*). The results obtained with test 2 for both approaches show significant increases in the smoothness degrees (α_0 and *H*), comparing the ischemic zone with regard to normal ones. But we did not find significant differences in the multifractality degrees (*LHW*(0.8) and *DM*) comparing both zones.

Discussion

The results obtained reveal that there is an important increase in $\alpha 0$ and H during ischemia. Thus, sharpper irregularities prevalence during normal stages previous

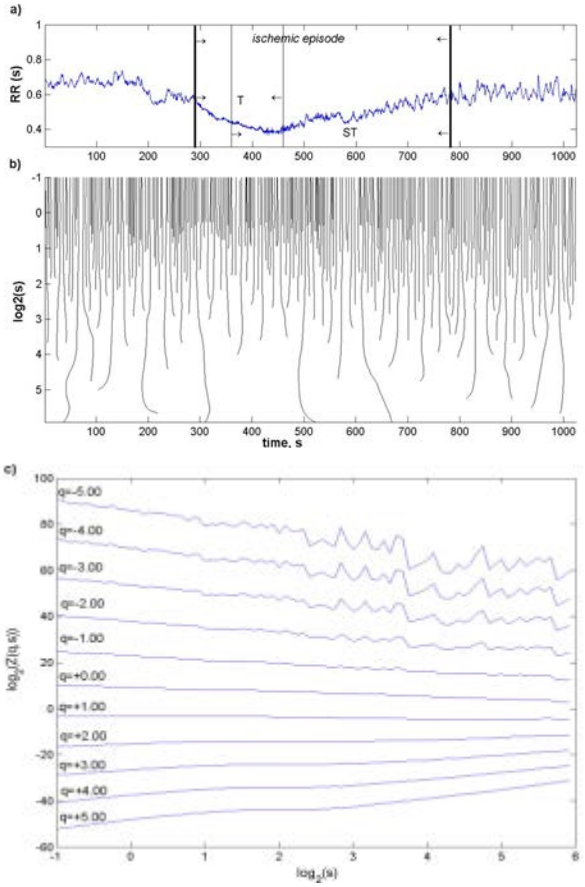


Figure 2: RR time series. a) Zone of ischemia (4 minutes), centered around an ischemic episode, which includes a ST episode and a T episode, registered on the derivation V5 and MLIII respectively. b) Modulus maxima wavelet coefficients positions. c) Uniform Partition Function $Z(q,s)$ for several values of q.

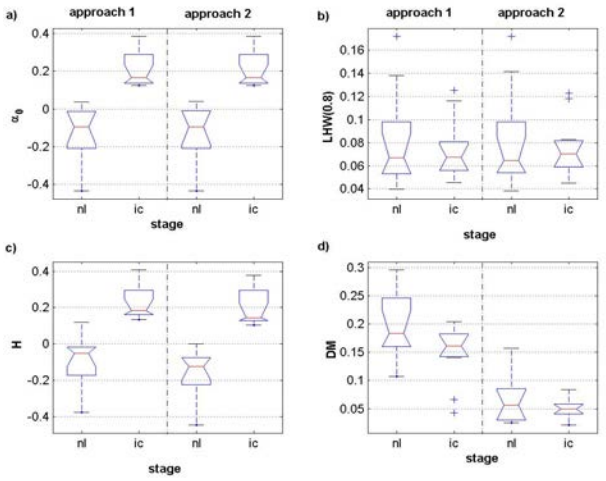


Figure 3: Box plots of samples of the indices for approach 1 and 2; and for normal stage (nl) and ischemic stage (ic).

to ischemic episodes. This provides information in a multifractal context with regard to the simpato-vagal interaction under ischemia. A decrease in the parasympathetic tone or a relative increment in the sympathetic activity explains this diminished variability. This finding has a clear physiopathological support [12].

Conclusions

As conclusion, the RR variability analysis in the Hölder domain has sensitivity to detect the cardiac ischemia and/or necrosis over neurovegetative heart regulation. Both parameters, α_0 and H, discriminate between the normal stage and the ischemic stage, but only one index is enough. The statistical results suggest that the analysis proposed here provides useful information for the assessment of dynamic and patterns changes of HRV during myocardial ischemia.

References

[1] TADDEI A., et al, "A system for detection of ischemic episodes in ambulatory ECG", *Computers in Cardiology* 705-708, 1995.

[2] THAMES M.D, Dibner-Dunlap M.E., and Minisi A., "Cardiovascular reflex during myocardial ischemia", in Cardiovascular reflex control in health and disease, London: Saunders, 1993.

[3] MALIK M. AND CAMM A.J., *Heart Rate Variability*, New York: Futura Publishing Company, Inc. 1995.

[4] GAMERO L.G., VILA J. and PALACIOS F., "Wavelet transform analysis of heart rate variability during myocardial ischemia", *Med. & Biol. Eng. & Comput*. 40(**1**):72-78, 2002.

[5] ARNEODO A., BACRY E. and MUZY J.F., "The Thermodynamics of fractals revisited with wavelets", *Physica A*, 213:232-275, 1995.

[6] MALLAT S., A wavelet tour of signal processing 2nd ed, San Diego, USA: Academic Press, 1999.

[7] JAFFARD S., "Multifractal formalism for functions part 1 and 2: Results valid for all functions", *SIAM J. Math. Anal*. 28(**4**):944-998, 1997.

[8] ESDB downloaded from: http://www.physionet.org, on May 2003.

[9] TADDEI A., et al, "The european ST-T database: development, distribution and use", *Computers in Cardiology*, 177-180, 1990.

[10] VILA J.A., Variability analysis of physiological signals, Integration on an intelligent monitoring system, PhD thesis, Univ. De Santiago de Compostela, Spain, 1997.

[11] JOHNSON R.A. and BATTACHARYVA G.K., Statistical principles and methods, New York: John Wiley & Sons, 1992.

[12] BARBER M.J., et al, "Transmural myocardial infarction in the dog produces sympathectomy in noninfarcted myocardium", *Circulation*, 67:787-796, 1983.

COMPRESSÃO DE IMAGENS MÉDICAS COM WAVELET REVERSÍVEL

P. C. C. Godoy*, D. L. R. Vidor*, A. A. D. de Mattos* e D. F. G. de Azevedo **

* Universidade Luterana do Brasil/Departamento de Engenharia Elétrica, Canoas, Brasil
** Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil

e-mail: pcgodoy@portoweb.com.br

Abstract: This work proposes a losslesss compression algorithm of digital images using a reversible wavelet transform and a binary arithmetic coder, with desirable features for the utilization with medical images and telemedicine systems. A set of 19 medical images was used for performance evaluation. These images were compressed using the lossless wavelet algorithm and the compression rates were compared with those for an implementation of lossless JPEG standard. The quantitative results suggest that the algorithm is an efficient alternative for the storage and distribution of medical images.

***Palavras Chaves*: Compressão, Imagens Médicas**

Introdução

Atualmente existe um grande número de equipamentos de diagnóstico médico que produzem imagens como resultado. A maioria destas imagens ainda são registradas em filmes fotográficos, que apresentam uma excelente resolução espacial, mas agregam custo, ocupam um espaço físico considerável e estão sujeitos ao envelhecimento. [1]

Com os recursos tecnológicos disponíveis, é possível realizar o diagnóstico e o armazenamento de imagens médicas em formato digital. Comparado aos filmes fotográficos, o formato digital permite um acesso mais eficiente às informações, porém os arquivos gerados necessitam de um grande espaço de memória para o armazenamento.

Este trabalho apresenta a implementação e avaliação de uma técnica de compressão de imagens digitais, baseada em uma transformada wavelet reversível e que possui as seguintes vantagens:

1. *Compressão sem perdas* – não existe perda de informação, mantendo a imagem com a mesma qualidade do sistema que a produz.

2. *Quantização por truncamento* - os dados codificados sem perdas são criados em ordem de importância visual. Isto permite que através da eliminação das porções finais do arquivo codificado produza-se uma versão com perdas da imagem.

3. *Implementação em hardware* – todo o processo pode ser implementado em aritmética inteira, indicando a possibilidade de implementação do algoritmo em hardware.

Materiais e Métodos

Como a grande maioria das imagens médicas são produzidas em tons de cinza, o algoritmo foi idealizado para tratar uma única componente com até 16 bits.

A base do sistema de compressão aqui proposto é uma transformada wavelet reversível. Foi escolhida a transformada TT, por permitir a obtenção de boas taxas de compressão, uma qualidade excelente com relação ao erro quadrático médio e a facilidade de implementação utilizando aritmética inteira [2].

Seja x[n] o sinal de entrada, e r[n] e d[n] as saídas de referência (filtro passa baixas) e de detalhes (filtro passa altas) respectivamente. A transformada TT [3][4] é definida por:

$$\begin{cases} r[n] = \left\lfloor \dfrac{x[2\cdot n] + x[2\cdot n+1]}{2} \right\rfloor \\ d[n] = x[2\cdot n] - x[2\cdot n+1] + p[n] \end{cases} \quad (1)$$

Onde p[n] é definido como

$$\left\lfloor \frac{3\cdot r[n-2] - 22\cdot r[n-1] + 22\cdot r[n+1] - 3\cdot r[n+2] + 32}{64} \right\rfloor \quad (2)$$

E a transformada TT inversa é definida por

$$\begin{cases} x[2\cdot n] = r[n] + \left\lfloor \dfrac{d[n] - p[n] + 1}{2} \right\rfloor \\ x[2\cdot n+1] = r[n] - \left\lfloor \dfrac{d[n] - p[n]}{2} \right\rfloor \end{cases} \quad (3)$$

Onde o símbolo $\lfloor\ \rfloor$ denota a função "maior inteiro menor ou igual ao argumento" (*floor*).

A transformada TT, como definida em (1), (2) e (3), é um banco de filtros unidimensional de dois canais. Para uma decomposição bidimensional é necessária a aplicação da transformada nas duas dimensões da imagem independentemente [4][5]. Este tipo de decomposição resulta em quatro sub bandas: RR (passa baixas nos sentidos horizontal e vertical), DR (passa altas no sentido horizontal e passa baixas no sentido vertical), RD (passa baixas no sentido horizontal e passa altas no sentido vertical) e DD (passa altas nos sentidos horizontal e vertical) [3][4][5]. Cada uma delas corresponde a uma faixa específica de freqüências, com uma resolução espacial igual à metade da resolução da imagem original (figura 1).

Para a implementação do sistema de compressão proposto, é realizada uma decomposição piramidal da imagem, ou seja, a transformada será aplicada

recursivamente na sub banda RR de forma a criar diversos níveis de decomposição. Após o término do processo, a imagem decomposta possui uma única sub banda RR e mais diversos conjuntos de sub bandas DR, RD e DD [5][6].

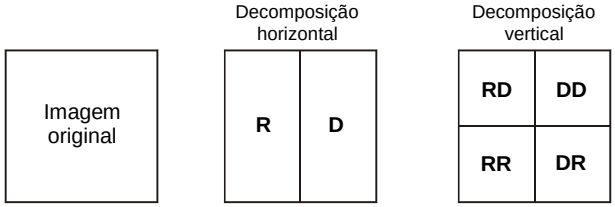


Figura 1: Decomposição Wavelet Bidimensional

Devido a aritmética da transformada TT, na sub banda RR são produzidos coeficientes com o mesmo número de bits e sinal dos componentes da imagem original [5][6]. Já as demais sub bandas, além de produzirem um maior número de bits, também podem produzir coeficientes com sinal negativo. O primeiro passo após a decomposição wavelet da imagem é transformar todos os coeficientes das sub bandas DR, RD e DD, de todos os níveis de decomposição, em seus equivalentes na representação sinal-magnitude [6]. Desta forma é possivel tratar todos os coeficientes como números inteiros positivos.

Neste ponto é realizado o alinhamento dos coeficientes de cada sub banda em relação às outras sub bandas [5][6]. Este alinhamento permite uma qualidade ótima com relação ao erro quadrático médio, no caso de uma possível decodificação com perdas. Para o processo sem perdas o alinhamento não faz nenhuma diferença.

Para o sistema aqui proposto é utilizado o alinhamento normal. Este alinhamento multiplica os coeficientes por potências inteiras de 2 (conforme a sub banda). O alinhamento normal é definido na Tabela 1 [4][6], onde o índice i representa o nível de decomposição da sub banda.

Tabela 1: Alinhamento normal para a Transformada TT

Sub banda	$\mathbf{DR_i}$	$\mathbf{RD_i}$	$\mathbf{DD_i}$
Fator de alinhamento	2^i	2^i	2^{i-1}

Os coeficientes RR são armazenados no arquivo de saída sem codificação, já que esta sub banda contém o maior percentual da energia da imagem. Para as demais sub bandas, a codificação é realizada por plano de bits [7], onde os mesmos são codificados por importância visual, obedecendo a seguinte ordem [4][6]:

$DR_n \quad RD_n \quad DD_n \quad ... \quad DR_i \quad RD_i \quad DD_i \quad ... \quad DR_1 \quad RD_1 \quad DD_1$

onde n é o maior nível de decomposição aplicado.

Dentro de uma sub banda qualquer a ordem de codificação dos bits será *raster*, ou seja, os bits são enviados um a um, da primeira à última linha, até o final da sub banda [4].

Os planos de bits formados após a aplicação da transformada wavelet e do alinhamento, são codificados um a um por um codificador aritmético binário adaptativo para produzir o arquivo de saída [8][9][10].

A Figura 2 resume o processo de codificação de uma imagem. O primeiro passo consiste em realizar a decomposição wavelet da imagem original, por aplicação recursiva da transformada TT bidimensional na sub banda de referência RR (baixas freqüências). Em um segundo passo, os coeficientes das sub bandas da transformada são alinhados com respeito às outras sub bandas para se obter a estrutura de codificação. Esta estrutura é então decomposta em planos de bits, do mais significativo para o menos significativo, que serão codificados para criar o arquivo de saída.

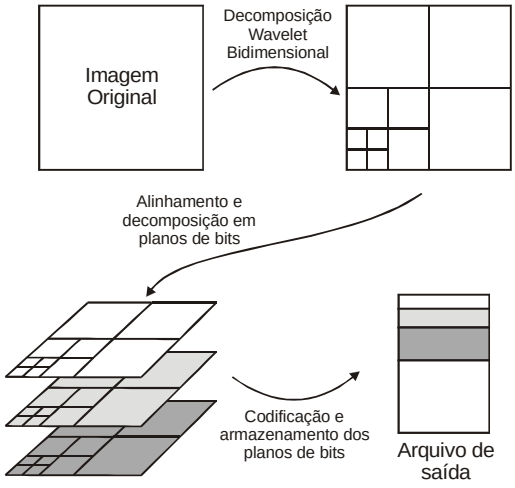


Figura 2: Estrutura completa do sistema de compressão

Resultados

Foram selecionados seis grupos de imagens, com um total de 19 imagens, abrangendo diferentes técnicas de imageamento atualmente utilizadas, conforme a Tabela 2. As imagens teste foram obtidas através da página internet da *Radiological Society of North America* (RSNA) [11].

Tabela 2: Grupos de Imagens Teste

Grupo	**Resolução Espacial**	**Imagens**
1 Ultrasonografia	**640 x 480 pixel**	us28294 us28305 us28312 us28315
2 Fluoroscopia	**896 x 896 pixel**	sc27011 sc27019 sc27021
3 Medicina Nuclear	**256 x 1024 pixel**	nm39381 nm39382
4 Mamografia	**1760 x 2368 pixel**	mamo1 mamo2
5 Ressonância Magn.	**256 x 256 pixel**	mr6415 mr6435 mr6525 mr6652
6 Tomografia Comp.	**512 x 512 pixel**	ct4000 ct4034 ct4095 ct4165

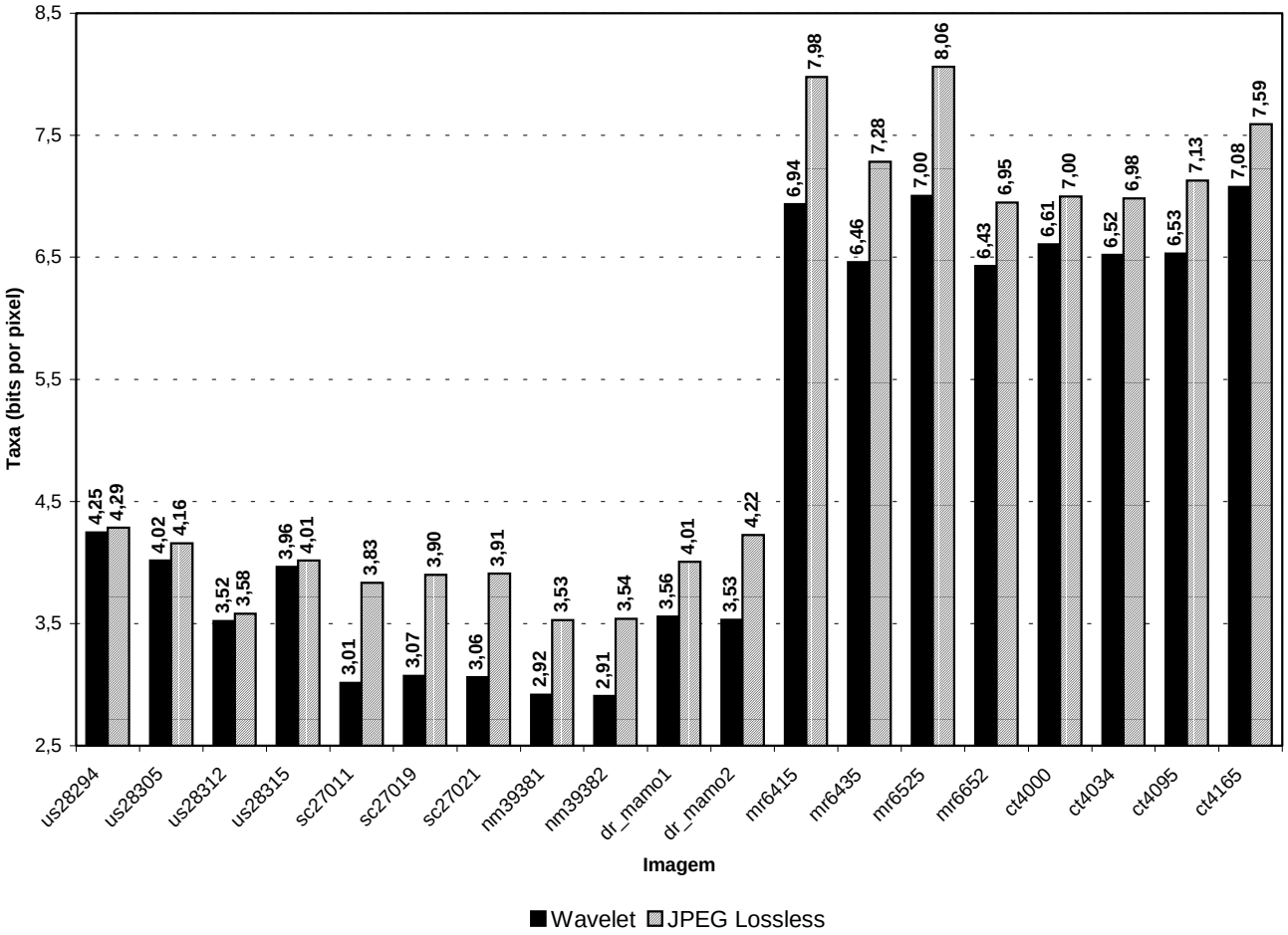


Figura 3: Resultados obtidos em comparação ao JPEG sem perdas

A utilização de um processo de compressão sem perdas não causa diminuição da fidelidade entre a imagem reconstruída e a original [10]. Existe, entretanto, um limite na taxa de compressão obtida nesta modalidade. Este limite é o valor da entropia da imagem, abaixo do qual os dados não podem ser mais compactados sem perda de informação.

Todas as imagens teste foram reconstruídas com o algoritmo sem perdas e obtiveram valores de erro quadrático médio nulos, comprovando que a técnica não introduz nenhum erro durante o processo de reconstrução. Neste caso, o desempenho foi avaliado basicamente pela taxa de compressão obtida, aqui representada na forma de taxa em bits por pixel atingida após a aplicação do algoritmo.

A Figura 3 mostra o gráfico comparativo entre as taxas de compressão obtidas com a técnica proposta neste trabalho e as obtidas com uma implementação do algoritmo JPEG sem perdas, disponível no software Osiris Versão 4.17 [12]. Observa-se que o algoritmo com wavelet reversível atingiu uma taxa de compressão maior em todas as imagens. Para o conjunto de imagens teste, a taxa média obtida é 10,88% melhor que a obtida com o algoritmo JPEG sem perdas.

Discussão

Nas imagens do Grupo 1 – Ultrasom não houve um ganho significativo nas taxas de compressão em relação ao JPEG sem perdas. O ganho médio foi de aproximadamente 1,8 %. Estas imagens possuem baixa resolução espacial e foram quantizadas e armazenadas com 8 bits/pixel, não havendo portanto um desperdício de bits devido ao formato de armazenamento. Além disso, o ruído "speckle", característico destas, diminui a correlação entre os pixels, diminuindo assim a redundância e consequentemente a performance do compressor.

As imagens do Grupo 2 – Fluoroscopia também foram quantizadas e armazenadas com 8 bits/pixel. Porém para este grupo foram obtidos os melhores ganhos de compressão em relação ao JPEG sem perdas. A taxa média obtida foi aproximadamente 21,4% melhor. Este resultado pode ser atribuído a uma maior correlação dos pixels nestas imagens, quando comparadas às imagens do Grupo 1. As mesmas possuem pouco ruído além de uma maior resolução espacial, que juntos contribuem para o aumento de redundância.

O Grupo 3 - Medicina Nuclear e o Grupo 4 – Mamografia obtiveram respectivamente ganhos médios de 17,6 % e 13,8 %. Estas imagens foram quantizadas

com 10 bits/pixel e são armazenadas com 16 bits/pixel, havendo um desperdício de espaço no armazenamento em formato RAW ou DICOM. Este excesso de bits no armazenamento aumenta a performance da compressão já que o algoritmo utiliza apenas os bits significativos da imagem. Isto pode ser comprovado com as boas razões de compressão obtidas, com o algoritmo proposto, nestes grupos: 5,49:1 (para as imagens do Grupo 3) e 4,51:1 (para as imagens do Grupo 4).

Por último, as imagens dos Grupo 5 - Ressonância Magnética e do Grupo 6 - Tomografia Computadorizada obtiveram, respectivamente, ganhos médios de 11,23 % e 6,84 % em relação ao JPEG sem perdas. As imagens do Grupo 5 possuem 11 bits/pixel e as do Grupo 6 possuem 13 bits/pixel, aumentando consequentemente a performance do algoritmo pelo excesso de bits no armazenamento das imagens.

Considerando todo o conjunto de imagens teste, a razão de compressão média atingida com a técnica proposta foi de 2,90:1 contra 2,55:1 do JPEG sem perdas, demostrando a potencialidade desta técnica para esta modalidade de compressão. Observa-se que os ganhos mais significativos (em relação ao JPEG sem perdas) ocorreram nas imagens com maior profundidade e redundância.

Conclusão

Os resultados quantitativos, obtidos a partir de um conjunto de 19 imagens médicas, adquiridas com equipamentos e métodos distintos, demonstraram que é possível obter melhores taxas de compressão sem perdas em relação a uma implementação do algoritmo JPEG sem perdas. Os ganhos médios obtidos foram da ordem de 10 %. No armazenamento de grandes quantidades de imagens, um ganho desta ordem implica em considerável economia de espaço nos servidores de imagem, assim como uma otimização dos tempos de ocupação dos canais de comunicação e dos custos decorrentes.

A incorporação deste algoritmo em programas para distribuição e visualização de imagens no formato DICOM, como o *Osiris*, permitirá um armazenamento mais otimizado, além de possibilitar a aplicação de técnicas de processamento de imagens que auxiliem no diagnóstico médico.

Trabalhos futuros podem concentrar-se na escolha e avaliação de novas funções base para a Transformada Wavelet, já que muitas delas possibilitam implementações reversíveis em aritmética inteira [5]. Outras funções podem produzir resultados melhores do que a Transformada TT, possibilitando ganhos de qualidade na reconstrução e a obtenção de melhores taxas de compressão sem perdas. Além disso, a utilização de um modelo estatístico mais complexo para o codificador aritmético poderia valer-se da similaridade espacial entre as sub bandas para obter um melhor desempenho na codificação dos planos de bits. Por último, como a implementação do algoritmo é basicamente realizada em aritmética inteira, é possível também a implementação desta técnica em hardware, aumentando a performance e permitindo a sua incorporação em equipamentos de comunicação.

Referências

[1] BERINSTEIN P., "Images in your Future: Missing Pictures in na Online Search", Online Magazine, Vol. 21, number 1, pp. 39-46, 1997.

[2] ADAMS M. D., KOSSENTINI F., 'Performance Evaluation of Reversible Integer-to-Integer Wavelet Transforms for Image Compression', Department of Electrical and Computer Engineering, University of British Columbia, Vancouver, Canadá, 1998.

[3] LE GALL D., TABATABAI, A., 'Subband Coding of digital Images Using Symmetric Short Filters and Arithmetic Coding Techniques', *Proc. IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing*, New York, , pp. 761-765, 1988.

[4] RICOH SILICON VALLEY, INC., *CREW Image Compression Standard Version 1.0b*, USA, 1999.

[5] BOLIEK M., GORMISH M. J., SCHWARTZ E. L., KEITH A., 'Next Generatrion Image Compression and Manipulation Using CREW', *Proc. IEEE ICIP*, 1997.

[6] SCHWARTZ E. L., ZANDI A., BOLIEK M., 'Implementation of Compression with Reversible Embedded Wavelets', *Proc. SPIE*, Vol. 2564, San Diego, CA, 1995.

[7] GONZALEZ R. C., WOODS R. E., *Digital Image processing*, Addison-Wesley Reading, MA, USA, 3rd Edition, 1992.

[8] HOWARD P. G., VITTER J. S., 'Practical Implementations of Arithmetic Coding', In J. A. Storer Editor, Image and Text Compression, p. 85-112, Kluwer Academic Publisher, Norwell, MA, 1992.

[9] LANGDON G. G., RISSANEN J., "Compression of Black-White Images with Arithmetic Coding", *IEEE Transactions on Communications.* COM-29, p. 858-867, 1981.

[10] SAYOOD, K., *Introduction to Data Compression*, Morgan Kaufmann Series in Multimedia Information and Systems, Morgan Kaufmann Publishers, Inc., San Francisco, CA, 1996.

[11] RSNA, Internet site address: http://www.rsna.org/ acessado em 06/01/2003.

[12] Osiris DICOM Viewer , Internet site address: http://www.expasy.org/www/UIN/html1/projects/osiris/DownloadOsiris.html acessado em 06/01/2003.

SISTEMA COMPACTO DE CERATOMETRIA BASEADO EM ANÁLISE COMPUTACIONAL DE IMAGENS

C. Riul*, L. Ventura**, H. Schiabel**, S. J. F. Sousa*** e A. Cliquet Jr.**

* FFCLRP-USP/Departamento de Física e Matemática, Ribeirão Preto SP, Brasil
** EESC-USP/Departamento de Engenharia Elétrica, São Carlos SP, Brasil
*** FMRP-USP/Departamento de Oftalmologia, Ribeirão Preto SP, Brasil
e-mail: criul@sel.eesc.usp.br

Abstract: The aim of this work was to project and build a compact optical system, the main part of a hand-held keratometer in development at the Laboratório de Física Oftálmica (LFO) in Ribeirão Preto and São Carlos. The system is composed by a ring illuminated by leds which is projected at the lachrymal pellicle of the cornea and also by a conjunct of lens which has the function of increase, centralise and conduct the reflected image to a CCD. The compact characteristic of the system is important to achieve a portable equipment which is being set. This equipment will be capable of capturing and interpreting the images reflected by the cornea, in order to calculate its radius of curvature and, as a consequence, the astigmatism. The equipment will have an image recognitive software, which has been already developed.

Palavras Chaves: **Ceratômetro, Córnea, Raio de Curvatura, Astigmatismo, Sistema Óptico.**

Introdução

Este projeto teve como objetivo, o desenvolvimento de um sistema óptico capaz de garantir uma boa qualidade na magnificação e centralização de imagens projetadas na córnea. Este sistema é a parte principal de um aparelho de pequeno porte, capaz de realizar medidas do raio de curvatura central da córnea, por meio da interpretação de imagens de uma mira luminosa circular, projetada e refletida pela película lacrimal da córnea[1], no olho de um paciente. Este tipo de medida nos fornece informações sobre astigmatismo corneano, que é devido as diferenças de raio de curvatura em diferentes meridianos. Tal deformação propicia uma visão defeituosa para pessoa, já que a convergência da luz no olho, se dará em pontos diferentes dentro deste.

Pelos fatores descritos, o desenvolvimento de tal equipameto, se faz importante dentro da instrumentação diagnóstica em oftalmologia.

Materiais e Métodos

As lentes, prismas e espelhos foram dispostos em forma de L como mostra a fig. 1. Estes componentes têm a função de desviar magnificar e centralizar a imagem da mira projetada. Para que este alinhamento e a focalização sejam conseguidos, foi pensado um método de duplicação de imagens, que quando sobrepostas nos darão o alinhamento e focalização requeridos. Esta imagem é captada pelo CCD, que a transmite com ajuda de cabos ao computador, que por intermédio de um software de reconhecimento de imagens, desenvolvido no LFO, interpreta a imagem no sentido de calcular os raios de curvatura corneano e com isso o astigmatismo.

O sistema óptico é acoplado no centro do cone de suporte e tem por princípio o direcionamento, alinhamento e aumento da imagem do anel luminoso, que por sua vez, é refletido pela película lacrimal da córnea, fornecendo assim, as informações necessárias para o cálculo o raio de curvatura desta – ceratometria.

O sistema óptico foi montado de maneira que a imagem formada no olho e focada pelo aparato óptico, fosse de 3 mm de diâmetro, em uma córnea livre de deformações e com raio de curvatura de 7,9 mm – estes valores são definidos como padrão na Oftalmologia[2]. Uma placa CCD com boa sensibilidade é acoplada anteriormente ao sistema óptico, sendo essa responsável

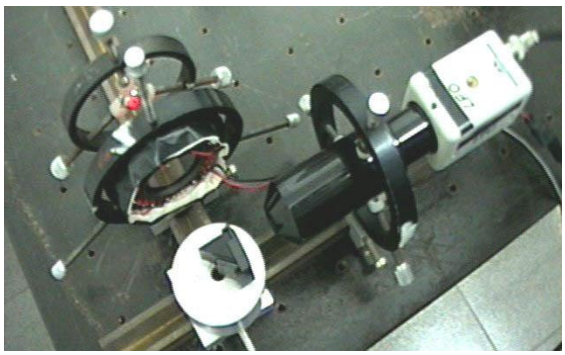


Figura1. Sistema montado em bancada

por captar e transmitir a imagem por meio de um cabo a um "PC", de onde pode ser visualizada por intermédio do monitor.

A imagem capturada é analisada por um software de reconhecimento, o qual através de cálculos geométricos[3] pode nos informar o maior e o menor raios de curvatura da córnea e, com isso, o astigmatismo associado, bem como o seu eixo.

Resultados

Como resultados, foram conseguidas boas imagens de esferas de aço, que emulam o espelhamento do olho humano onde pode ser constada a funcionalidade da técnica de alinhamento como mostra a fig. 2.

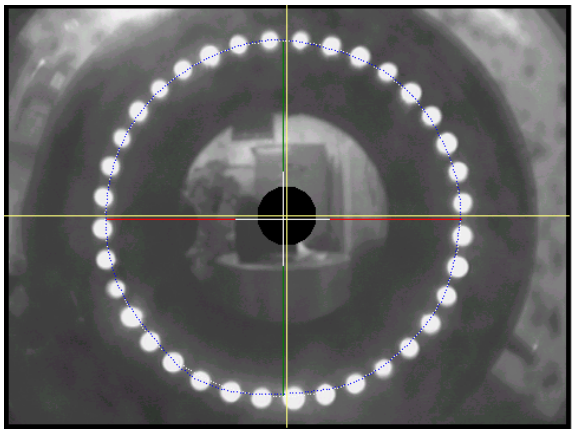


Figura2. Imagem capturada e reconhecida pelo programa

Discussão

Com base nos resultados obtidos, nos remeteremos agora, à montagem final do equipamento, que permitirá sua total mobilidade. A conclusão do desenvolvimento do sistema óptico viabilizará a montagem do sistema portátil para que se possa realizar outros testes. A partir daí poderemos verificar o melhor sistema de centralização e a melhor estrutura para o equipamento.

Conclusão

A conclusão do desenvolvimento do sistema óptico viabilizará a montagem do sistema portátil para que se possam realizar testes em pacientes.

Referências

[1] Hogan M.J., Alvarado J.A., Weddell E., *Histology of the Human Eye*, Philadelphia, WB Saunders, 1971.

[2] Coelho, R., *Desenvolvimento de um Sistema Automatizado em Lâmpada de Fenda para Medidas Ceratométricas*, Universidade de São Paulo, 1999.

[3] Warren J.S., *Modern Optical Engineering: The Design of optical Systems*, Mc Graw – Hill Book Company.

ANÁLISE AUTO-REGRESSIVA DE TEMPO-FREQÜÊNCIA EM POTENCIAIS EVOCADOS SOMATOSSENSITIVOS

D. M. Shimizu*, A. F. da Rocha** e C. Itiki*

* Escola Politécnica da Universidade de São Paulo - PTC, Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB-EPUSP), São Paulo, SP, Brasil
** Universidade de Brasília, Departamento de Engenharia Elétrica, Brasília, DF, Brasil

e-mail: diego.shimizu@poli.usp.br

Abstract: The autoregressive spectrogram's ability to measure frequency bands of sensory evoked potentials was compared with the performance of the spectrogram obtained from the Short-Time Fourier Transform (STFT). We observed that the autoregressive spectrogram has a better spectral resolution than the Fourier spectrogram. This improvement in the spectral resolution allows the measurement of the frequency bands associated to the peaks of sensory evoked potentials.
***Palavras-Chaves*: Espectrograma auto-regressivo, Potenciais evocados somatossensitivos, Análise de tempo-freqüência.**

Introdução

O potencial evocado é a resposta elétrica do sistema nervoso à estimulação sensorial [1]. Em particular, as respostas à estimulação elétrica são denominadas potenciais evocados somatossensitivos (SEPs, do inglês *Sensory Evoked Potentials*) e são usadas principalmente para testar a condução e localizar lesões nas vias sensoriais [1], [2], [3], [4]. Os SEPs são gerados pela estimulação de nervos específicos e são captados ao longo do sistema nervoso. No caso de SEPs captados no escalpo, o sinal eletroencefalográfico faz o papel de ruído de fundo e dificulta a identificação dos picos dos SEPs. Tradicionalmente, calcula-se a média síncrona de 1.000 a 2.000 respostas geradas por estímulos elétricos, para que se diminua o efeito do ruído de fundo [2]. Após a aplicação de técnicas que melhoram a relação sinal-ruído, os picos dos SEPs podem ser identificados, permitindo avaliar se a informação sensorial está sendo conduzida de forma adequada pelo sistema nervoso.

Os métodos convencionais de análise de SEPs baseiam-se na medição da amplitude e latência dos picos e na comparação com valores tabelados [1], [2], [3], [4]. Métodos mais modernos, como a análise de tempo-freqüência, também fornecem indicadores de lesões no sistema nervoso, além de uma maior confiabilidade e detalhamento no estudo da natureza dos SEPs [5], [6], [7]. Essas técnicas fornecem informações sobre a distribuição da potência do sinal, para qualquer instante de tempo.

Hu et al. [8] verificaram que a transformada discreta de Fourier aplicada a segmentos curtos (STFT, do inglês *Short-Time Fourier Transform*) melhora a confiabilidade do monitoramento da medula espinhal, durante cirurgias. As vantagens da análise de tempo-freqüência foram a facilidade em se detectar o pico de potência (em relação ao pico do sinal temporal) e a separabilidade entre os SEPs e o ruído de altas freqüências. Em outro trabalho para monitorar procedimentos cirúrgicos, Hu et al. [9] compararam o desempenho de diversos métodos de análise de tempo-freqüência: o espectrograma adaptativo de Gabor; as distribuições de Wigner-Ville, de Choi-Williams e de Zhao-Atlas-Marks; e a STFT. Segundo seus resultados, a STFT para janela de von Hann de 4 ms de duração é o melhor algoritmo de análise de tempo-freqüência de SEPs, devido à ausência de termos cruzados e ao tempo reduzido de processamento. Por outro lado, a STFT apresenta pior resolução em freqüência, à medida que a duração dos segmentos é reduzida. Por isso, seria interessante usar um método de estimação espectral que fornecesse melhor resolução em freqüência do que a transformada discreta de Fourier, principalmente para segmentos curtos. A estimação espectral auto-regressiva atende a essa necessidade.

Neste trabalho, implementou-se um método que usa o conceito de janelas deslizantes em conjunção com a estimação auto-regressiva, de forma a melhorar a resolução espectral [10], [11]. O método é aplicado à caracterização de SEPs em tempo-freqüência, para se investigar o potencial de contribuição à determinação das bandas dos picos dos SEPs. Essa caracterização é útil não só para a obtenção de sinais de referência ou padrões de SEPs a partir de um número reduzido de estímulos [12], [13], mas também para a estimação de SEPs por meio de técnicas de filtragem que consideram a variação das bandas com o tempo [14], [15].

Materiais e Métodos

Os potenciais evocados somatossensitivos foram obtidos de três indivíduos do sexo masculino, com média de idade de 20,9 anos e desvio padrão de 0,3 ano.

Os pulsos de corrente de estimulação tinham 0,2 ms de duração e intensidade de 1,5 vez o limiar motor [3]. A taxa de estimulação foi de 3 estímulos por segundo [3]. O anodo do par de eletrodos usados para estimular o nervo mediano foi fixado na dobra proximal do pulso

esquerdo, entre os tendões do palmar longo e do flexor radial do carpo. O catodo foi fixado proximalmente ao anodo, a uma distância de 3 cm.

Os sinais foram captados por eletrodos fixados nos pontos Fpz' e C4' do escalpo, que se localizam a 2 cm para trás dos pontos Fz e C4 do Sistema Internacional 10-20 de posicionamento de eletrodos para captação de sinais eletroencefalográficos. O eletrodo de terra foi fixado proximalmente ao catodo, a uma distância aproximada de 5 cm.

O condicionamento e aquisição dos sinais foram feitos pelo sistema de medição de potenciais evocados Neuropack 8, modelo MEB-4200K, da Nihon Kohden, que possui 8 canais diferenciais, resolução de 12 bits e dois canais de estimulação. A banda dos sinais foi restrita à faixa entre 0,01 Hz e 2 kHz [3]. A freqüência de amostragem foi de 20 kHz [1], e o número de amostras adquiridas por resposta foi de 2048.

Os arquivos do sistema Neuropack 8 foram lidos no ambiente de processamento Matlab®. Para cada voluntário, foram calculados dois sinais promediados de 1.000 respostas, que se mostraram consistentes um com o outro. Em seguida, a média dos dois sinais promediados foi calculada para cada voluntário. Essas médias correspondem a sinais promediados de 2.000 respostas e elas é que foram submetidas à análise posterior.

Para a análise de tempo-freqüência, a função *specgram* da biblioteca do Matlab® calculou o espectrograma de Fourier para 2048 raias espectrais. Foram usados segmentos de 4 ms de duração, multiplicados pela janela de von Hann, de acordo com as recomendações de Hu et al. [9]. A rotina *specar*, que calcula o espectrograma auto-regressivo e que foi desenvolvida neste trabalho, também foi aplicada aos mesmos segmentos. Essa rotina usa a função *pburg* do Matlab® para calcular a densidade espectral de potência de cada segmento e realiza uma normalização para que o resultado seja compatível com a função *specgram* do Matlab®. A ordem dos modelos auto-regressivos foi fixada em 10, que é uma ordem compatível com as utilizadas para sinais eletroencefalográficos [16]. A partir dos espectrogramas, foram calculados os picos de potência, para cada instante de tempo. Em seguida, foram obtidas as curvas de freqüências de corte superior e inferior em função do tempo, para cada espectrograma.

Resultados

Inicialmente, para cada sinal promediado de 2.000 respostas, foram obtidos os valores de latência do primeiro pico negativo (N1) e do primeiro pico positivo (P1) dos SEPs, assim como a amplitude pico-a-pico entre N1 e P1. Os valores obtidos para cada voluntário, assim como a média e o desvio-padrão (DP), estão registrados na Tabela 1.

A representação bidimensional dos espectrogramas de Fourier dos SEPs é ilustrada na Figura 1. O eixo das abscissas representa o tempo, o eixo das ordenadas corresponde às freqüências, e a estimativa espectral é representada pelo tom de cinza. A escala de tons de cinza é fornecida em decibéis e se encontra ao lado de cada espectrograma. A figura 1.a corresponde ao primeiro voluntário, a figura 1.b é referente ao segundo voluntário e a figura 1.c representa o terceiro voluntário. Os correspondentes espectrogramas auto-regressivos dos sinais promediados estão ilustrados na Figura 2.

Tabela 1: Valores de latências e de amplitude.

	1	2	3	média ± DP
Latência N1 (ms)	18,2	18,9	18,4	18,5 ± 0,4
Latência P1 (ms)	24,3	25,3	24,8	24,8 ± 0,5
Amplitude N1-P1 (μV)	0,56	0,77	0,50	0,61 ± 0,14

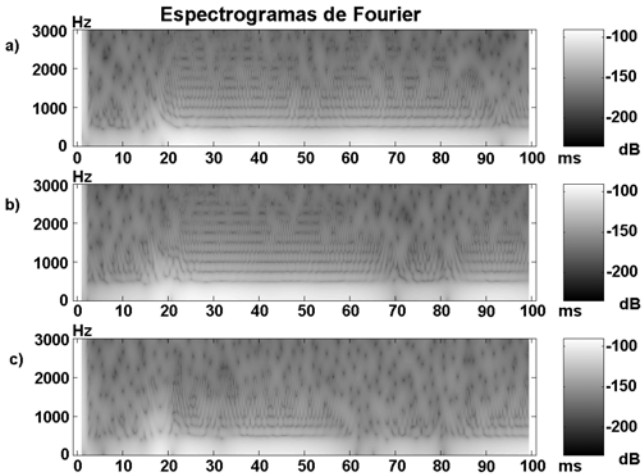


Figura 1: Espectrogramas de Fourier.

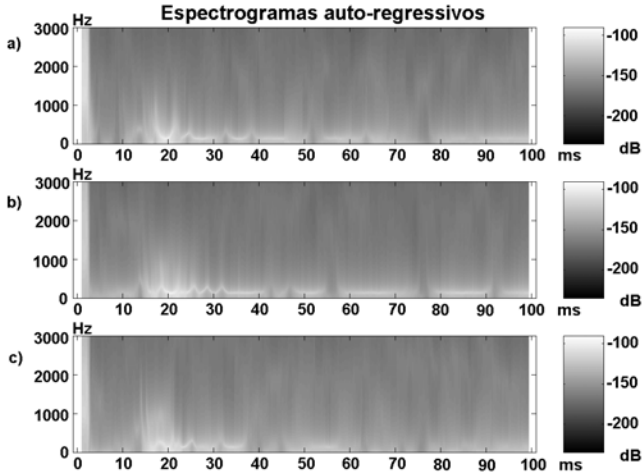


Figura 2: Espectrogramas auto-regressivos.

A Figura 3 ilustra as curvas das freqüências de corte superior (linha tracejada) e inferior (linha contínua) obtidas a partir de cada um dos espectrogramas de Fourier. A Figura 4 ilustra as curvas das freqüências de corte superior (linha tracejada) e inferior (linha

contínua) fornecidas pelos espectrogramas auto-regressivos, para cada voluntário.

A Figura 5 ilustra fatias dos espectrogramas de Fourier (linha tracejada) e auto-regressivos (linha contínua), correspondentes aos instantes de ocorrência do pico N1, para cada voluntário.

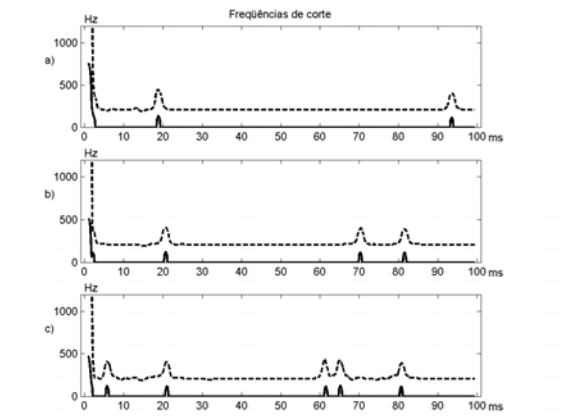


Figura 3: Freqüências de corte fornecidas pelos espectrogramas de Fourier.

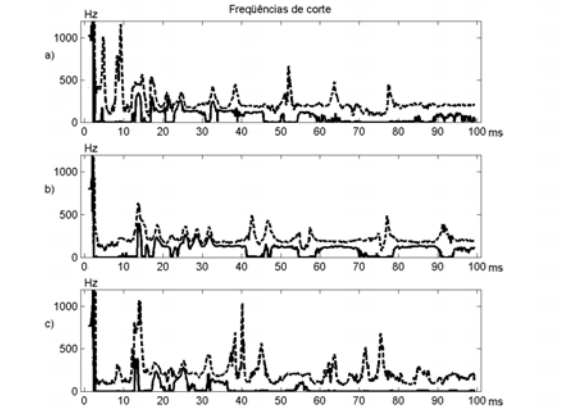


Figura 4: Freqüências de corte fornecidas pelos espectrogramas auto-regressivos.

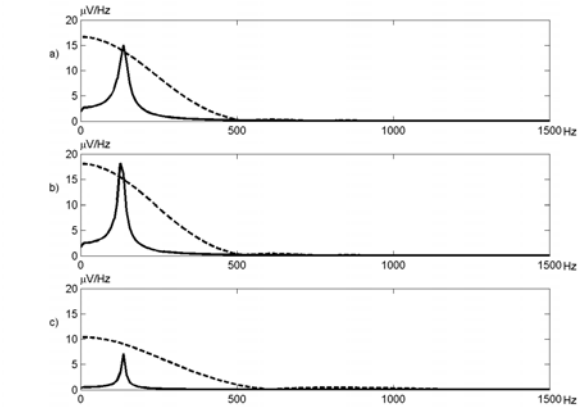


Figura 5: Fatias dos espectrogramas de Fourier e auto-regressivos para o instante de ocorrência do pico N1.

A partir dos espectrogramas auto-regressivos, foram obtidos os valores do instante de tempo e da freqüência correspondentes à máxima potência, desconsiderando-se o intervalo de 1 ms após o início do estímulo, que corresponde ao artefato de estímulo. A Tabela 2 ilustra o instante de tempo, a freqüência e o valor do máximo pico do espectrograma auto-regressivo obtidos para cada voluntário.

Tabela 2: Valores referentes ao máximo pico de potência dos espectrogramas auto-regressivos

	1	2	3	média ± DP
tempo (ms)	20	21	23	21 ± 2
freqüência (Hz)	137	127	137	134 ± 6
máximo (µV/Hz)	15	18	7	13 ± 6

A Tabela 3 fornece as freqüências de corte inferior e superior, para os instantes de ocorrência dos picos N1 e P1 dos potenciais evocados somatossensitivos. Os dados foram obtidos a partir dos espectrogramas auto-regressivos.

Tabela 3: Freqüências de corte associadas aos instantes de ocorrência dos picos N1 e P1, obtidas a partir dos espectrogramas auto-regressivos.

	1	2	3	média ± DP
$fc_{inferior}$ N1 (Hz)	166	205	224	198 ± 30
$fc_{superior}$ N1 (Hz)	293	342	312	316 ± 25
$fc_{inferior}$ P1 (Hz)	254	205	224	228 ± 25
$fc_{superior}$ P1 (Hz)	293	332	302	309 ± 20

Discussão

As tabelas 1 e 2 confirmam que as latências dos picos N1 e P1 dos SEPs são menos variáveis que o instante de ocorrência do máximo pico de potência dos espectrogramas, o que corrobora os resultados de Hu et al. [8].

A Figura 1 mostra que o espectrograma de Fourier possui ondulações, que são facilmente visualizadas como regiões claras e escuras que se intercalam, principalmente nas freqüências médias e altas. As regiões mais claras correspondem a maiores valores de potência. Na Figura 1, para praticamente todos os instantes de tempo, as regiões mais claras ocorrem para a freqüência de 0 Hz. Além disso, a região mais clara ocupa uma faixa de freqüências até aproximadamente 400 Hz.

Na Figura 2, não se observam ondulações, ou alternância de regiões claras e escuras, como as que aparecem nos espectrogramas de Fourier. As regiões claras se limitam aos instantes próximos aos picos de potência do espectrograma auto-regressivo. A melhor resolução espectral permite a determinação mais precisa das freqüências de corte, que são ilustradas na Figura 4.

Por outro lado, pela Figura 3, observa-se que a baixa resolução espectral dos espectrogramas de Fourier

impossibilita a determinação adequada das freqüências de corte. Esse fato fica mais claramente ilustrado na Figura 5, que mostra uma fatia dos espectrogramas, correspondente ao instante de ocorrência do pico N1, para cada voluntário. Observa-se que o método auto-regressivo (linha contínua) produz estimativas espectrais com picos mais estreitos que a STFT (linha tracejada). Por isso, o espectrograma AR está associado a uma melhor resolução espectral e a uma determinação mais precisa da banda de freqüências. A estimativa espectral obtida pelo espectrograma de Fourier apresenta um pico largo, centrado na freqüência igual a 0 Hz e que impede a determinação precisa da banda. Caso se usassem segmentos mais longos para a obtenção do espectrograma de Fourier, a resolução espectral seria melhor, mas ao custo de uma pior resolução temporal. Por isso, o espectrograma AR é mais recomendável para a determinação das bandas de freqüência.

Essas bandas foram registradas na Tabela 3, em que se verifica que a menor freqüência de corte inferior do pico N1 foi de 166 Hz, e a maior freqüência de corte superior de N1 foi de 342 Hz. Para o pico P1, a banda se estendeu de 205 Hz a 332 Hz. Esses resultados estão em concordância com a faixa de 20 Hz a 330 Hz, sugerida por Hu et al. [8] para a detecção do principal pico de potência do espectrograma de Fourier.

Conclusão

Os resultados deste trabalho indicam que o espectrograma auto-regressivo apresenta um promissor potencial de contribuição para a determinação das bandas dos picos temporais dos SEPs. A caracterização deverá ser feita a partir de um grande número de SEPs a serem adquiridos no futuro, para que se desenvolvam métodos de obtenção de sinais de referência a partir de um número reduzido de estímulos e técnicas de filtragem que considerem a variação das bandas com o tempo.

Agradecimentos

À FAPESP pelo apoio financeiro (03/10461-3).

Referências

[1] SPEHLMANN, R., *Evoked Potential Primer*, Stoneham: Butterworth Publishers, 1985.

[2] CHIAPPA, K.H., *Evoked Potentials in Clinical Medicine*, Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997.

[3] DE LISA, J., MACKENZIE, K., BARAN, E., *Manual of Nerve Conduction Velocity and Somatosensory Evoked Potentials*, New York: Raven Press, 1987.

[4] CRACCO, R.Q., BODIS-WOLNNER, I., *Evoked Potentials*, New York: Alan R. Liss, 1986.

[5] THAKOR, N.V., GUO, X.R., SUN, Y.C., HANLEY, D.F., "Multiresolution wavelet analysis of evoked potentials", *IEEE. Trans. Biomed. Eng.* 40(**11**):1085-94, 1993.

[6] THAKOR, N.V., GUO, X. R., VAZ, C.A., LAGUNA, P., JANE, R., CAMINAL, P., RIX, H. HANLEY, D.F., "Orthonormal (Fourier and Walsh) models of time-varying evoked potentials in neurological injury", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 40(**3**):213-21, 1993.

[7] BRAUN, J.C., HANLEY, D.F., THAKOR, N.F., "Detection of neurological injury using time-frequency analysis of somatosensory evoked potential", *Eletroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 100(**4**):310-18, 1996.

[8] HU, Y., LUK, K.D.K., LU, W.W., LEONG, J.C.Y., "Application of time-frequency analysis to somatosensory evoked potential for intraoperactive spinal cord monitoring", *J. Neurol. Neurosurg. Psych.* 74:82-87, 2003.

[9] HU, Y., LUK, K.D., LU, W.W., LEONG, J.C., "Comparison of time-frequency analysis techniques in intraoperative somatosensory evoked potential (SEP) monitoring", *Comp. Biol. Med.* 32:13-23, 2002.

[10] CARVALHO, J.L.A., ROCHA, A.F., DOS SANTOS, I., ITIKI, C., JUNQUEIRA JR., L.F., NASCIMENTO, F.A.O., "Study on the optimal order for the auto-regressive time-frequency analysis of heart rate variability", *Proc. 25th Annual Int. Conf. IEEE Eng. Med. Bio. Soc. (EMBC2003)*, p. 2621-2624, Cancun, 17-21 set. 2003.

[11] MUTHUSWAMY, J., THAKOR, N.V., "Spectral analysis methods for neurological signals", *J. Neurosci. Methods* 83(**1**):1-14, 1998.

[12] MACLENNAN, A.R., LOVELY, D.F., "Reduction of evoked-potential measurement time by a TMS320 based adaptive matched-filter", *Med. Eng. Phys.* 17(**4**):248-256 jun.1995

[13] QIU, W, FUNG, K.S.M., CHAN, F.H.Y., LAM, F.K., POON, P.W.F., HAMERNIK, R.P., "Adaptive filtering of evoked potentials with radial-basis-function neural network prefilter", *IEEE T Bio-Med Eng* 49(**3**):225-232 mar.2002

[14] NISHIDA, S, NAKAMURA, M, SHIBASAKI, H., "Method for single-trial recording of somatosensory evoked-potentials", *J. Biomed. Eng.* 15(**3**):257-262, maio 1993

[15] CHAN, F.H.Y, QIU, W., LAM, F.K., POON, P.W.F., LAM, M.K., "Evoked potential estimation using modified time-sequenced adaptive filter", *Med. Biol. Eng. Comp.* 36(**4**):407-414, jul.1998.

[16] TSENG S.Y., CHEN R.C., CHONG F.C., KUO T.S., "Evaluation of parametric methods in EEG signal analysis", *Med. Eng. Phys.* 17(**1**):71-8, 1995.

MODELAGEM AUTO-REGRESSIVA E DISCRIMINANTE DE FISHER NA CLASSIFICAÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE AGULHA

M. Y. Barretto*, A. F. Kohn* e C. Itiki*

* Escola Politécnica da Universidade de São Paulo - PTC,
Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB-EPUSP), São Paulo, SP, Brasil

e-mail: mateus.barretto@poli.usp.br

Abstract: This work applies autoregressive modeling and Fisher's linear discriminant to the classification of needle electromyographic signals. The most reliable results are obtained with a two-step classification procedure. The first step separates normal from pathological signals. The second step classifies myopathic and neuropathic signals. The classification rate obtained with the extraction of twelve features (74.1%) by principal component analysis is higher than the rate obtained for thirty-three autoregressive coefficients (63.0%).

***Palavras-Chaves*: Sinais eletromiográficos de agulha, Modelagem auto-regressiva, Discriminante linear de Fisher, Análise de componentes principais.**

Introdução

Os sinais de eletromiografia (EMG) são resultantes da captação da atividade elétrica gerada pelos músculos. [1]. A captação dos sinais de EMG pode ser feita por meio de eletrodos de superfície ou de agulha. Os sinais de EMG de agulha são os mais utilizados na clínica, e auxiliam no diagnóstico de doenças neuromusculares e na localização de eventuais lesões [1], [2]. A análise de sinais de EMG também tem sido aplicada, por exemplo, ao diagnóstico do Mal de Parkinson [3], [4] e da paralisia espástica [5]. Além disso, os sinais de EMG são usados para detectar pequenas lesões em atletas [6], e permitem seu tratamento em estágio inicial, evitando que elas se agravem e se tornem permanentes. Os sinais de EMG também são usados na detecção de alterações musculares em pacientes com dor lombar [7], na determinação da posição das mandíbulas [8], e no diagnóstico de dor de cabeça causada por tensão muscular [9].

Uma das técnicas de processamento de sinais de EMG é a modelagem paramétrica, que vem sendo utilizada para diversas aplicações, desde o estudo de fadiga muscular [10] até o estudo e classificação de movimentos do corpo humano [11], [12]. Essa forma de modelagem também já foi aplicada à identificação precisa e robusta das características dos movimentos do joelho humano [13] e, atualmente, a modelagem paramétrica fornece os coeficientes usados para identificar e classificar os comandos motores [14] que controlam próteses artificiais.

A classificação dos sinais de EMG de superfície ou de agulha pode ser feita por vários métodos, por exemplo, redes neurais artificiais [5], [15], [16], [17], discriminante linear de Fisher [15], [18], [19] e memórias associativas [20].

Na classificação, além dos coeficientes de modelos paramétricos auto-regressivos [16], [17], [18], são usados coeficientes cepstrais [16], [17] e parâmetros do domínio do tempo e da freqüência [19].

Quando se restringe a aplicação da classificação ao auxílio no diagnóstico de doenças neuromusculares (miopatias e neuropatias) e se limitam os parâmetros de classificação aos coeficientes auto-regressivos, percebe-se que além de captações distintas, os trabalhos existentes utilizam vários métodos de classificação, que acabam resultando em taxas de acerto controversas.

Para sinais captados com eletrodos de superfície, a classificação dos coeficientes paramétricos tem fornecido resultados bons, tanto pelo uso de redes neurais [15] quanto pelo uso do discriminante linear de Fisher [18].

Por outro lado, as redes neurais forneceram um resultado ruim na classificação dos coeficientes paramétricos de sinais captados com eletrodo de agulha [16]. Esse resultado é inesperado por dois motivos. Primeiramente, porque o sinal de EMG de agulha é aquele adotado pelos médicos no diagnóstico clínico de doenças neuromusculares. Em segundo lugar, porque as redes neurais forneceram bons resultados para sinais de EMG de superfície [15].

Como não foram encontrados resultados sobre a classificação de sinais de EMG de agulha, por meio de discriminante linear de Fisher, este trabalho visa investigar se essa técnica tradicional de classificação fornece ou não resultados satisfatórios na classificação dos coeficientes auto-regressivos de sinais de EMG de agulha. Também se pretende investigar os efeitos da seleção de atributos por análise de componentes principais e da utilização de mais de uma etapa de classificação.

Materiais e Métodos

Captação e aquisição dos sinais: Os sinais utilizados neste trabalho foram provenientes de um banco de sinais eletromiográficos de agulha, que foi cedido pelo Centro Médico da Universidade de Duke. Os sinais foram

obtidos a 50% da máxima contração voluntária e filtrados a 10kHz. Os sinais foram adquiridos em nosso laboratório à taxa de 25.000 amostras por segundo, e estavam separados em 72 sinais normais, 43 neuropáticos e 56 miopáticos. A duração dos sinais adquiridos foi de 800 ms.

Modelagem auto-regressiva: A estacionariedade dos sinais foi confirmada pelo teste de seqüências (*run test*) [21], que foi aplicado à média e à variância de segmentos de 40 ms dos sinais, para o nível de significância de 0,05. Para cada sinal estacionário, os coeficientes do sistema auto-regressivo foram estimados pela rotina *arburg* da versão 6 do Matlab®, que implementa o método de Burg [22]. A ordem utilizada foi de 33, em concordância com resultados obtidos previamente com critérios de seleção da ordem ótima do modelo auto-regressivo [23], para o mesmo banco de sinais de EMG de agulha.

Extração de atributos: Em seguida, os vetores de coeficientes auto-regressivos passaram por uma análise de componentes principais. Esse processo, implementado pelas rotinas *prestd* e *prepca* do ambiente Matlab®, reduz a dimensionalidade dos vetores, gerando combinações lineares dos coeficientes auto-regressivos. São escolhidas as combinações que fornecem as contribuições mais significativas para a variância do conjunto. A técnica busca eliminar os parâmetros linearmente dependentes, de forma que o vetor conserve suas principais características, mas seja representado de forma mais sintética e eficiente. A escolha do número de componentes principais deve considerar tanto a preservação da informação do sinal original quanto a redução da dimensão do vetor de atributos [24].

Abordagens de classificação: Após a análise de componentes principais, seguiu-se à etapa de classificação, em que os vetores foram separados entre normais, neuropáticos e miopáticos. A classificação foi feita pelo discriminante linear de Fisher [25], [26].

Duas abordagens foram utilizadas na classificação. Na primeira abordagem, foi realizada uma classificação em uma única etapa: os sinais foram classificados diretamente como normais, neuropáticos, ou miopáticos. Na segunda abordagem, foi feita uma classificação em duas etapas: na primeira etapa, os sinais normais foram separados dos patológicos; na segunda etapa, os sinais classificados como patológicos foram divididos entre miopáticos e neuropáticos.

Em ambas abordagens, os vetores foram separados em dois grupos: o grupo de treinamento e o grupo de teste. O grupo de treinamento é formado por sinais de classificação conhecida, cuja função é fornecer ao método informações suficientes para que a classificação possa ser realizada. O grupo de teste é formado pelos demais sinais, que totalizam 18 sinais normais, 18 neuropáticos e 18 miopáticos, e cuja classificação deverá ser determinada.

Discriminante linear de Fisher para três classes: Na primeira abordagem, considera-se um conjunto de vetores de treinamento x_{11}, x_{12}, ..., x_{1n_1} da classe normal w_1, um outro conjunto de vetores x_{21}, x_{22}, ..., x_{2n_2}, da classe neuropática w_2, e um terceiro conjunto de vetores x_{31}, x_{32}, ..., x_{3n_3} da classe miopática w_3. Em seguida, são calculados os vetores médios u_1, u_2, u_3, de cada uma das classes, e o vetor médio u de todos os vetores do grupo de treinamento. Então, admitindo-se que cada classe w_k possui n_k elementos, são calculadas também as matrizes W e B [26], dadas pelas Equações (1) e (2):

$$W = \sum_{k=1}^{3} \sum_{i=1}^{n_k} (x_{ki} - u_k)(x_{ki} - u_k)^T \ , \qquad (1)$$

$$B = \sum_{k=1}^{3} n_k (u_k - u)(u_k - u)^T \ . \qquad (2)$$

São, então, obtidos os r auto-vetores não nulos de $(W^{-1}B)$. O número r de auto-vetores é limitado pelo mínimo entre o número de atributos e o valor 2 (que corresponde ao número de classes menos 1). Os auto-vetores são denotados por e_1, ..., e_r. Em seguida, são calculados os vetores [26]:

$$y_i = [e_1^T u_i \quad \cdots \quad e_r^T u_i]^T , \qquad (3)$$

correspondentes a cada uma das classes i. Para o vetor de teste x ser classificado, calcula-se o vetor $y = [e_1^T x \quad \cdots \quad e_r^T x]^T$. Atribui-se o vetor x à classe i que fornecer a menor distância euclidiana entre os vetores y_i e y. A classificação para três classes foi implementada por uma rotina desenvolvida neste trabalho para o ambiente Matlab®.

Discriminante linear de Fisher para duas classes: Na segunda abordagem, o método é sensivelmente modificado. Na primeira etapa, a classificação deve ser feita entre as classes normal e patológica, denotadas por w_1 e w_2. São calculados os vetores médios u_1 e u_2, e as matrizes de covariância S_1 e S_2, a partir dos vetores de atributos das classes w_1 e w_2. Calculam-se o vetor [26]

$$v = \left(\frac{(n_1 - 1)S_1 + (n_2 - 1)S_2}{n_1 + n_2 - 2} \right)^{-1} \cdot (u_1 - u_2) \qquad (4)$$

e o valor do limiar

$$y_L = \frac{2}{n_1 + n_2} \cdot \frac{n_1 \sqrt{v^T S_1 v} \ \ v^T u_2 + n_2 \sqrt{v^T S_2 v} \ \ v^T u_1}{\sqrt{v^T S_1 v} + \sqrt{v^T S_2 v}} \cdot \qquad (5)$$

Para o vetor x ser classificado, calcula-se o escalar $y = v^T x$. O vetor é classificado como normal (w_1), se y for maior que o valor do limiar y_L. Caso contrário, o vetor é classificado como patológico (w_2). Na segunda etapa, o procedimento descrito acima é repetido, porém, classificando-se os indivíduos patológicos entre as novas classes: neuropática (w_1') e miopática (w_2'). Neste trabalho, implementou-se uma rotina para a classificação em duas etapas, para o ambiente Matlab®.

Resultados

Na figura 1, estão ilustradas as variações das taxas globais de acerto em função do número de componentes principais extraídos dos 33 coeficientes auto-regressivos. Os triângulos indicam os resultados da classificação em duas etapas de duas classes. Os

círculos apresentam os resultados da classificação em uma única etapa de três classes.

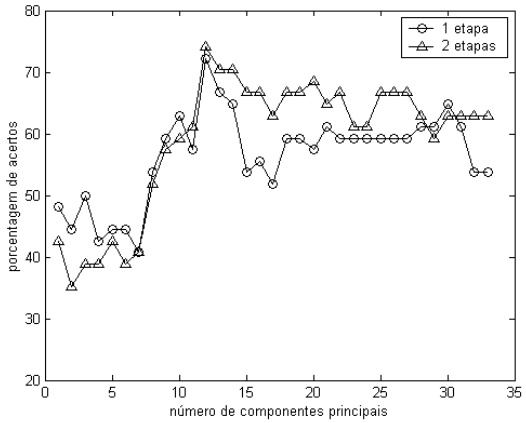


Figura 1: Taxas globais de acerto na classificação em uma e duas etapas.

Como a classificação em duas etapas resultou em maiores taxas de acerto na maioria dos casos, serão apresentados os resultados obtidos com essa segunda abordagem. A tabela 1 apresenta os resultados obtidos na classificação em duas etapas, utilizando-se todos os 33 coeficientes auto-regressivos. O índice global de acerto foi de 63%. Na tabela 2, são apresentados os resultados para a melhor taxa de acerto global (74,1%). Nesse caso, foram utilizados 12 componentes principais extraídos dos 33 coeficientes auto-regressivos.

Tabela 1: Resultados da classificação utilizando 33 coeficientes auto-regressivos, em duas etapas.

		CLASSES		
		miopática	neuropática	normal
SINAIS	miopático	12	4	2
	neuropático	1	10	7
	normal	5	1	12

Tabela 2: Resultados da classificação utilizando 12 componentes principais, em duas etapas.

		CLASSES		
		miopática	neuropática	normal
SINAIS	miopático	13	5	0
	neuropático	2	11	5
	normal	1	1	16

Discussão

Observando-se a figura 1, pode-se concluir que, embora a classificação em uma etapa gere melhores resultados para 10 ou menos componentes principais, a classificação em duas etapas apresenta maiores índices de acerto para quase todos os casos em que se utilizam mais de 10 componentes. A maior taxa de acerto, inclusive, é obtida utilizando-se a classificação em duas etapas de 12 componentes principais.

Na classificação em duas etapas, para 10 ou menos componentes principais, as taxas de classificação são inferiores a 60%. No entanto, quando são usados mais de 10 componentes, a maioria das taxas globais de acerto está entre a taxa de 60% obtida por Abou-Chadi et al. [15] e a de 87,5% obtida por Inbar e Noujaim [18], pelo discriminante linear de Fisher para sinais de EMG de superfície. Portanto, quando se usa o discriminante linear de Fisher na classificação de sinais de EMG de agulha, obtém-se resultados comparáveis aos obtidos com o uso do mesmo discriminante em sinais de EMG de superfície.

Pelas tabelas 1 e 2, conclui-se que, para a classificação em duas etapas, a melhor taxa global de acerto não é obtida quando são utilizados todos os coeficientes AR (63,0%), mas quando são extraídos 12 componentes principais (74,1%). Além disso, percebe-se que, para 12 componentes, a classificação apresenta melhores resultados para os sinais normais (88,9%), seguidos dos sinais miopáticos (72,2%). Os sinais neuropáticos apresentam maior dificuldade para esse método de classificação (61,1%).

Este trabalho forneceu uma taxa global de 74,1%, que é mais alta que a de 51,2% obtida pelas redes neurais artificiais usadas por Pattichis et al. [16], na classificação de sinais de EMG de agulha. Esse resultado é interessante porque, segundo Abou-Chadi et al. [15], as redes neurais artificiais fornecem resultados melhores que o discriminante linear de Fisher, para o caso de sinais de EMG de superfície. Talvez a diferença entre os resultados seja explicada pela duração dos sinais de EMG analisados e pela força de contração muscular. Os potenciais de ação de unidade motora de 25,6 ms de duração, obtidos a uma contração fraca e analisados no trabalho de Pattichis et al. [16], fornecem informação sobre unidades motoras isoladas. Por outro lado, os traçados de interferência de 800 ms de duração, obtidos a 50% da máxima contração voluntária e usados neste trabalho, fornecem uma visão global do comportamento muscular. Além disso, neste trabalho, foi escolhido um modelo auto-regressivo de ordem alta, com a posterior redução da dimensionalidade por meio da análise de componentes principais, e a classificação foi realizada em duas etapas. No caso de Pattichis et al. [16], foram usados modelos auto-regressivos de ordem 12 sem o uso da análise de componentes principais, e a classificação foi realizada em uma única etapa.

Conclusão

A combinação de modelagem auto-regressiva e discriminante linear de Fisher pode ser utilizada em sinais de EMG de agulha, obtendo-se taxas comparáveis com as obtidas para sinais de EMG de superfície. Os resultados mais confiáveis são obtidos se forem utilizadas duas etapas de classificação: a primeira entre sinais normais e patológicos e a segunda entre miopáticos e neuropáticos. A classificação utilizando 12

componentes principais fornece resultados melhores que a classificação usando 33 coeficientes auto-regressivos.

Agradecimentos

À FAPESP pelo apoio à realização deste trabalho, por meio da bolsa 04/00888-2.

Ao Prof. D. B. Sanders do Centro Médico da Universidade de Duke, que gentilmente nos cedeu o banco de sinais de EMG de agulha.

Referências

[1] DESMEDT, J. E., *Computer-Aided Electromyography and Expert Systems*, Amsterdã: Elsevier Science, 1989.

[2] LENMAN, J. A. R., RITCHIE, A. E., *Clinical Electromyography*, 4.ed., Edinburgh: Churchill Livingstone, 1987.

[3] BURNE, J. A., HAYES, M. W., FUNG, V. S., YIANNIKAS, C., BOLJEVAC, D., "The contribution of tremor studies to diagnosis of parkinsonian and essential tremor: a statistical evaluation", *J Clin Neurosci* 9(**3**):237-42, 2002.

[4] GILADI, N., SIMON, E. S., KORCZYN, A. D., GROOZMAN, G. B., ORLOV, Y., SHABTAI, H., DRORY, V. E., "Anal sphincter EMG does not distinguish between multiple system atrophy and Parkinson's disease", *Muscle Nerve* 23(**5**):731-4, 2000.

[5] UNGUREANU, M., STRUNGARU, R., LAZARESCU, V., "Myoelectric signal classification using neural networks", *Biomed Tech (Berl)* 43(**3**):87-90, 1998.

[6] FEINBERG, J. H., NADLER, S. F., KRIVICKAS, L. S., "Peripheral nerve injuries in the athlete", *Sports Med* 24(**6**):385-408, 1997.

[7] ROY, S. H., DE LUCA, C. J., EMLEY, M., ODDSSON, L. I., BUIJS, R. J., LEVINS, J. A., NEWCOMBE, D. S., JABRE, J. F., "Classification of back muscle impairment based on the surface electromyographic signal", *J Rehabil Res Dev* 34(**4**):405-14, 1997.

[8] MAO, Y., SHI, C. S., GUO, T. W., "Discrimination of clenches at varied jaw positions using autoregressive model coefficients of myoelectrical activities of anterior temporal and masseter muscles", *J Oral Rehabil* 19(**5**):449-55, setembro de 1992.

[9] HATCH, J. P., MOORE, P. J., CYR-PROVOST, M., BOUTROS, N. N., SELESHI, E., BORCHERDING, S., "The use of electromyography and muscle palpation in the diagnosis of tension-type headache with and without pericranial muscle involvement", *Pain* 49(**2**):175-8, 1992.

[10] MAÑANAS, M. A., JANÉ, R., FIZ, J. A., MORERA, J., CAMINAL, P., "Influence of estimators of spectral density on the analysis of electromyographic and vibromyographic signals", *Med Biol Eng Comput* 40(**1**):90-8, 2002.

[11] MICERA, S., SABATINI, A. M., DARIO, P., ROSSI, B., "A hybrid approach to EMG pattern analysis for classification of arm movements using statistical and fuzzy techniques", *Med Eng Phys* 21(**5**):303-11, 1999.

[12] KANG, W. J., SHIU, J. R., CHENG, C. K., LAI, J. S., TSAO, H. W., KUO, T. S., "The effect of electrode arrangement on spectral distance measures for discrimination of EMG signals", *IEEE Trans Biomed Eng* 44(**10**):1020-3, 1997.

[13] TRIOLO, R. J., MOSKOWITZ, G. D., "The experimental demonstration of a multichannel time-series myoprocessor: system testing and evaluation" *IEEE Trans Biomed Eng* 36(**10**):1018-27, 1989.

[14] PARK, S. H., LEE, S. P., "EMG pattern recognition based on artificial intelligence techniques", *IEEE Trans Rehabil Eng*, 6(**4**):400-5, 1998.

[15] ABOU-CHADI, F. E., NASHAR, A., SAAD, M., "Automatic analysis and classification of surface electromyography", *Front Med Biol Eng* 11(**1**):13-29, 2001.

[16] PATTICHIS, C. S., ELIA, A. G., "Autoregressive and cepstral analyses of motor unit action potentials", *Medical Engineering and Physics* 21(**6-7**):405-19, 1999.

[17] KANG, W. J., CHENG, C. K., LAI, J. S., SHIU, J. R., KUO, T. S., "A comparative analysis of various EMG pattern recognition methods", *Med. Eng. Phys.* 18(**5**):390-5, 1996.

[18] INBAR, G. F., NOUJAIM, A. E., "On surface EMG spectral characterization and its application to diagnostic classification", *IEEE Transactions of Biomedical Engineering* 31(**9**):597-604, 1984.

[19] BERZUINI, C., MARANZANA-FIGINI, M., BERNARDINELLI, L., "Effective use of EMG parameters in the assessment of neuromuscular diseases", *International Journal of Bio-Medical Computing*, 13(**6**):481-99, 1982.

[20] IKE, I. K., Modelagem auto-regressiva e memórias associativas na classificação de sinais eletromiográficos de agulha. Dissertação de mestrado, São Paulo: Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2001.

[21] BENDAT, J. S., PIERSOL, A. G., *Random Data – Analysis and measurement procedures*, 2.ed., New York: John Wiley & Sons, 1986.

[22] MARPLE, S. L., *Digital Spectral Analysis with Applications*, Englewood Cliffs: Prentice-Hall, 1987.

[23] SHIROTA, C., ITIKI, C., 'Estudo da ordem de modelos auto-regressivos para sinais eletromiográficos normais, miopáticos e neuropáticos', *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB 2002)*, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2002, v.5, pp.352-4, 2002.

[24] JOLLIFFE, I. T., *Principal Component Analysis*, New York: Springer-Verlag, 1986.

[25] NADLER, M., SMITH, E. P., *Pattern Recognition Engineering*, New York: Wiley, 1993.

[26] KOHN, A. F., *Reconhecimento de Padrões. Uma Abordagem Estatística*, São Paulo: EDUSP, 1998.

UMA ARQUITETURA BASEADA EM PADRÕES ABERTOS PARA VISUALIZAÇÃO CIENTÍFICA APLICADA À MEDICINA VIA INTERNET

K. de Geus*, C. A. Rúbio**, C. Freitas* e J. H. Dometerco**

* Universidade Federal do Paraná / Departamento de Informática, Curitiba, Brasil
** Companhia Paranaense de Energia / Tecnologia da Informação, Curitiba, Brasil

e-mail: klaus@copel.com

Abstract: Scientific visualization applied to medicine has been strongly explored in the last years. The use of the Internet as a means of communicating impelled the development of distributed volume visualization applications for medical images. Most of these applications are based on strongly coupled architectures, which implies in difficulties on issues such as accessibility and integration with other applications. This paper presents an architecture for the development of volume rendering services for medical images, using open patterns for distributed computing via Internet. This architecture allows for larger accessibility and integration between the volumetric rendering services providers and their customers.

***Palavras Chaves*: Serviços Web, Visualização Científica, Imagens Médicas, Internet.**

Introdução

A ampla utilização das técnicas de Visualização Científica (ViSC), aliada à necessidade de acessibilidade, via *web browsers*, de informações por elas geradas contribuiu para a criação de sistemas de Visualização Científica via Internet. As arquiteturas convencionais destes sistemas normalmente têm seus módulos distribuídos na Internet em clientes e servidores. Alguns trabalhos exploram mais os recursos do servidor ou do cliente [1], enquanto outros, mais recentes, abordam mecanismos baseados em agentes móveis [2] ou visualização colaborativa [3]. Sistemas de renderização de volumes via Internet devem ser capazes de se comunicar uns com os outros, de forma simples, em ambientes heterogêneos, proporcionando acesso ao maior número de usuários possível. Trabalhos em Telemedicina e Telerradiologia [4] relatam a importância da integração dos sistemas para a área médica.

O objetivo da integração em ambientes heterogêneos é permitir que os sistemas possam interagir entre si, como se estivessem trabalhando em um ambiente único. Essa característica é alcançada por meio da utilização de padrões abertos de comunicação entre estes sistemas.

Este trabalho tem por objetivo apresentar uma arquitetura de renderização volumétrica distribuída, via internet, aplicada à área médica, utilizando os fundamentos e as diretivas básicas propostos na filosofia de padrões abertos. Objetiva-se demonstrar, por meio da apresentação de um protótipo, os benefícios de integração e de acessibilidade que podem ser alcançados por esta arquitetura.

Visualização Científica na Medicina via Internet

As técnicas de aquisição de imagens médicas, tais como a tomografia computadorizada (CT) e a ressonância magnética (MRI), foram descobertas que revolucionaram a medicina diagnóstica. Técnicas de ViSC aplicadas às modalidades de imagens médicas contribuíram para a evolução da Visualização Volumétrica. Os métodos de Visualização Volumétrica podem ser separados em visualização por extração de superfícies (*surface rendering*) [5] e visualização direta de volumes (*volume rendering*) [6]. No primeiro, do volume de dados são extraídas isosuperfícies, a partir dos limites existentes entre os materiais, representadas por meio de primitivas geométricas. Em *volume rendering*, a imagem é projetada diretamente a partir dos dados volumétricos, dispensando o uso de primitivas geométricas e possibilitando a visão integral do volume.

No contexto da Visualização Científica, a Internet tem um papel importante, pois possibilita o compartilhamento de informações em um ambiente distribuído e heterogêneo [7]. Nas arquiteturas convencionais [8] [9] o processo de visualização é um *pipeline*, no qual realizam-se operações de filtragem, mapeamento e renderização dos dados para compor a imagem final. Os participantes principais do processo podem ser separados em usuário, provedor de serviço de visualização e provedor de dados [7] [10]. Os sistemas de visualização podem ter ênfase no cliente ou no servidor [1]. No primeiro caso, os recursos computacionais da máquina cliente realizam as etapas do *pipeline*. As arquiteturas com ênfase no servidor são bastante utilizadas por usuários que têm equipamentos com baixo poder de processamento. Um cenário típico é apresentado por Wittenbrink et al [11].

As arquiteturas baseadas em agentes realizam, por meio destes, o processamento da visualização, decidindo em tempo de execução qual é o melhor local disponível (nó de processamento) para executarem os processos. Os agentes podem se mover entre as máquinas levando os dados e códigos necessários para processá-los [2].

Na Visualização Científica colaborativa, os

colaboradores em sites remotos podem simultaneamente analisar o mesmo conjunto de dados científicos. A arquitetura de [9] é expandida para que os participantes realizem tanto o trabalho colaborativo quanto o individual [12]. Técnicas avançadas para superar o baixo desempenho de sistemas de visualização colaborativa com grande volume de dados são discutidas por Elvins [13].

Muitos trabalhos de Visualização Científica baseados na Internet utilizam infra-estruturas como CORBA (*Common Object Request Broker Architecture*), RMI (*Remote Method Invocation*) e COM+ (*Component Object Model*). Essas infra-estruturas possuem camadas de software proprietário e definem seus próprios protocolos de comunicação. Por terem seus módulos fortemente acoplados, tais sistemas apresentam baixo nível de interoperabilidade e acessibilidade, dificultando a integração entre eles.

Outro mecanismo que tem se destacado na computação distribuída via Internet é chamado *Web Services* [14], formado por componentes criados a partir de conjuntos de protocolos e padrões abertos para computação na Internet, definidos pela W3C (*World Wide Web Consortium*). *Web Services* utilizam os padrões baseados em XML (*eXtensible Markup Language*), SOAP (*Simple Object Access Protocol*), UDDI (*Universal Description, Discovery and Integration*), WSDL (*Web Services Description Language*) e outros protocolos para permitir a comunicação entre as aplicações. As características mais importantes nos *Web Services* são (i) independência de implementação e plataforma; (ii) comunicação síncrona e assíncrona; (iii) arquitetura fracamente acoplada; (iv) utiliza o modelo de arquitetura orientada a serviço, no qual o software desenvolvido pode ser publicado, localizado e acessado como um serviço disponível na web; (v) reaproveitamento dos serviços distribuídos na rede.

Diante das possibilidades oferecidas pelos padrões abertos e necessidades de integração da ViSC em Medicina, o uso de *Web Services* é apresentado como solução para a concepção de uma nova arquitetura.

A Arquitetura Proposta

Esta arquitetura pode ser melhor compreendida por meio do diagrama do tipo *deploy* da notação UML (*Unified Modeling Language*), apresentado na Figura 1.

Os equipamentos de aquisição de imagens DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) são representados por qualquer equipamento que possa extrair imagens médicas e exportá-las neste formato.

O Servidor de Aplicação de Renderização é o equipamento onde estão instalados os renderizadores de Volumes Direto e o Extrator de Superfícies de Volume. O Renderizador de Volumes Direto atende a solicitações de renderização de seus clientes, utilizando técnicas de renderização de volumes direto para compor uma imagem resultante, a qual representa o volume. Este componente tem como parâmetros de entrada um conjunto de imagens DICOM e especificações de visualização definidas pelo cliente.

O Extrator de Superfícies de Volumes é semelhante ao Renderizador de Volumes Direto, porém, em seu algoritmo, ao invés de gerar uma imagem do volume, ele gera um arquivo contendo a representação da superfície do volume por meio de uma malha de polígonos.

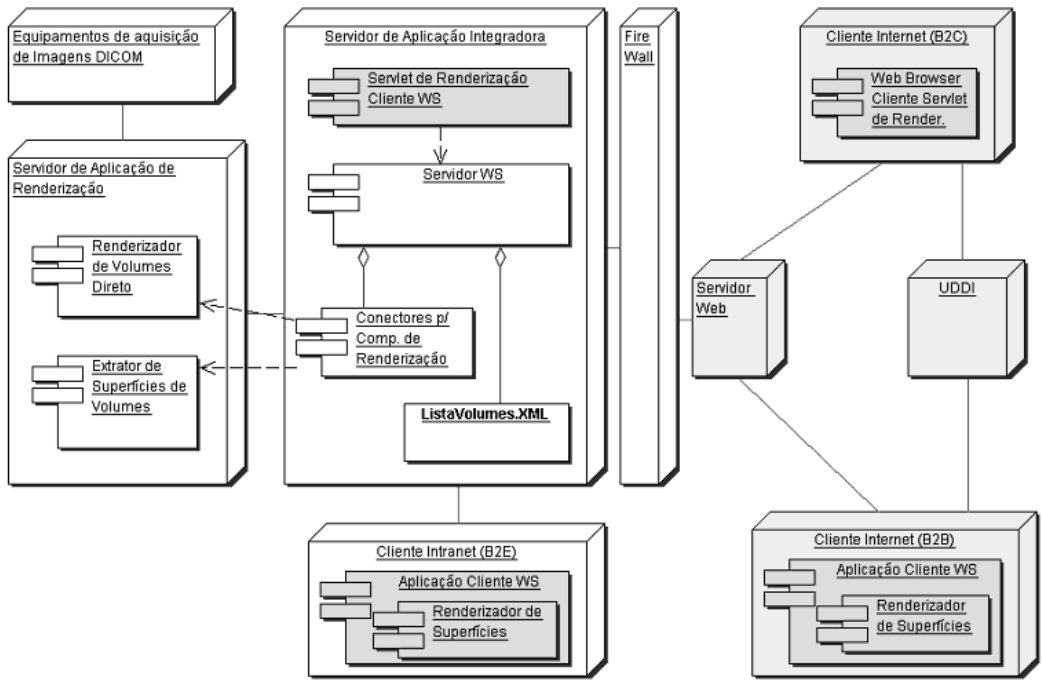


Figura 1 : Componentes da arquitetura: módulos em cinza escuro representam os clientes

Partindo-se do princípio que a instituição já tem estes módulos disponíveis, a solução de integração e acessibilidade proposta pela arquitetura é alcançada com a inclusão do Servidor de Aplicação Integradora. Este servidor é composto pelos módulos Servidor WS (*Web Services*), Conectores para Componentes de Renderização, ListaVolumes.XML e *Servlet* de Renderização, que são descritos a seguir.

Servidor WS é o componente responsável por receber as solicitações de seus clientes internos ou externos através do protocolo SOAP, encaminhar estas solicitações para o Servidor de Aplicação de Renderização e devolver os resultados para os clientes.

O módulo de Conectores para Componentes de Renderização está agregado ao Servidor WS e tem por objetivo fazer a ponte de acesso entre o Servidor WS e os componentes de renderização do Servidor de Aplicação de Renderização. Existem várias soluções para implementação destes conectores, as mais comuns são baseadas na utilização de RMI, CORBA, COM e APIs. A ListaVolumes.XML é um objeto que contém informações dos conjuntos de imagens DICOM que estão disponíveis para renderização, e informações complementares sobre a calibragem destes volumes no formato XML.

Esta arquitetura permite dois tipos de clientes: Os *Thin Clients* e os *Fat Clients.* Os *Thin Clients* são aqueles com poder de processamento limitado e possuem apenas um *web browser* para acesso à Internet. Os *Fat Clients* são aqueles com maior poder de processamento. Eles são compostos por uma aplicação Cliente WS que possui um componente Renderizador de Superfícies que lhes permite receber o arquivo de polígonos gerado pelo Extrator de Superfícies de Volumes e realizar a renderização localmente.

O *Servlet* de Renderização atua como um dos clientes do Servidor WS e como servidor dos *Thin Clients*. Uma vez que estes clientes têm recursos limitados, o *Servlet* de Renderização tem o código necessário para trabalhar com o servidor WS e retornar os resultados já convertidos em HTML para os clientes.

O Cliente Internet B2C (*Business to Consumer*) é um cliente externo que acessa o serviço de renderização de Volumes por meio da Internet. Exemplos destes clientes são as clínicas médicas conveniadas, que podem acessar o renderizador da organização utilizando funções simples como rotação para investigar melhor um determinado caso.

O Cliente Internet B2B (*Business to Business*) é um cliente externo que acessa o Serviço de Renderização de Volumes por meio da Internet. Exemplos destes clientes são os especialistas de outras organizações que podem atuar na colaboração para solução de um caso.

O Cliente Intranet (*Business to Employees*) é um cliente interno da organização que acessa o Serviço de Renderização por meio da Intranet. Estes clientes são os próprios funcionários da organização.

As requisições da Internet chegam pelo Servidor Web, são passadas pelo Firewall e encaminhadas para o servidor de Aplicação Integradora.

O UDDI representa o servidor na Internet que contém os registros dos serviços de renderização volumétrica disponíveis. Ele recebe as solicitações dos clientes e as repassa para o local onde se encontra o serviço.

A composição do arquivo XML com informações de volumes segue a mesma hierarquia proposta pelo padrão DICOM, a qual divide as informações nos seguintes diretórios: paciente, série, estudo e imagem.

Para cada volume devem ser definidos os parâmetros de pré-calibragem, dentre eles: informações de materiais (ar, gordura, músculo e osso) para classificação, posição do observador, luz e outras grandezas.

Aplicações da Arquitetura

Para demonstrar a viabilidade e a aplicabilidade da arquitetura proposta, um cenário específico pode ser considerado: Um instituto de radiologia pretende disponibilizar serviços de renderização volumétrica para que os seus funcionários especialistas e as clínicas conveniadas possam acessá-los remotamente por meio de um simples *web browser* ou aplicações mais complexas. Estes clientes podem ter necessidades diferentes e ambientes computacionais heterogêneos para acessar este serviço, como ilustra a Figura 2.

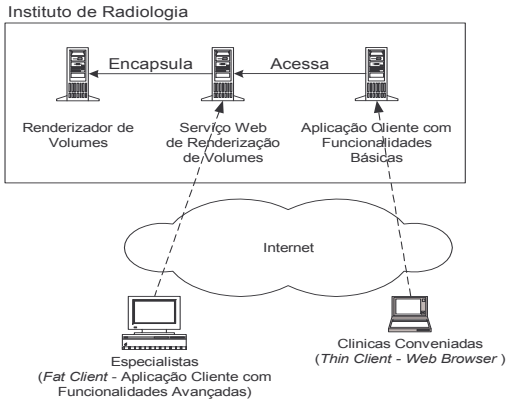


Figura 2 : Cenário de atuação da arquitetura

A arquitetura poderia ser utilizada em uma possível solução às necessidades apresentadas no cenário, encapsulando o renderizador de volumes da instituição e transformando-o em um serviço disponível na *web*. Este serviço é baseado em padrões abertos, os quais proporcionam acessibilidade e integração com qualquer aplicação desenvolvida conforme estes padrões. Desta forma, pode-se ter aplicações clientes com funcionalidades diferentes acessando o mesmo serviço para atender a diferentes necessidades dos usuários.

Protótipo

As duas grandes alternativas para implementação de *Web Services* são Microsoft .NET e J2EE (Java 2 Enterprise Edition). Neste trabalho foi usado o J2EE, pois ele permite uma abrangência maior de ambientes heterogêneos para realizar a implantação (*deployment*)

do serviço. O cliente Internet implementado no protótipo é o *Thin Client*, conforme o módulo Cliente Internet B2C (*Business to Consumer*) da arquitetura proposta. Este cliente pode ser acessado por meio de qualquer *web browser* disponível na Internet. A Figura 3 apresenta um acesso realizado por este cliente ao serviço de renderização implementado no protótipo.

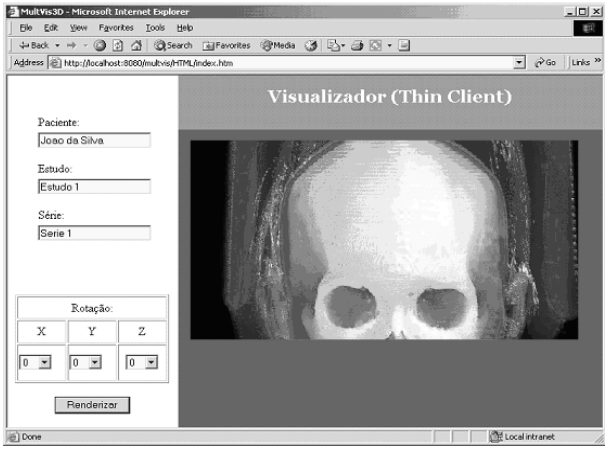


Figura 3 : O *Thin Client*

O *Thin Client* faz a conexão com o componente *Servlet* de Renderização e recebe uma interface HTML que permite acessar uma determinada imagem de volume de um paciente. Esta interface pode impor limites nas funcionalidades do renderizador, e neste caso, foi criada para permitir apenas operações básicas de rotação neste volume.

A imagem utilizada foi gerada por uma aplicação de renderização de volumes baseada no algoritmo de ray casting, desenvolvida em Java. A aplicação representa o módulo Servidor de Aplicação de Renderização, descrito na arquitetura.

Conclusões

Demonstrado o uso do conceito de uma arquitetura baseada em padrões abertos para Visualização Científica via Internet, verificaram-se os benefícios de integração e acessibilidade que esta arquitetura traz para os sistemas de visualização volumétrica remota aplicados à área médica.

Por meio da utilização de padrões abertos na arquitetura proposta, tornam-se possíveis soluções para problemas de integração entre instituições provedoras de serviços de renderização de volumes e seus clientes, tais como institutos de radiologia e clínicas médicas, ou mesmo entre os próprios institutos de radiologia, ou em universidades usando aplicações para treinamento à distância.

Referências

[1] BRODLIE, K.; WOOD, J., "Volume Graphics and the Internet", in CHEN, M., KAUFMAN, A. E. and YAGEL, R. (Ed): *Volume Graphics*, Springer Verlag, pp. 317-331, 2000.

[2] TSOI, K.; GRÖLLER E. Adaptive visualization over the Internet. Internet site address: http://citeseer.nj.nec.com/379785.html acessado 10/04/2003.

[3] MANSSOUR, I. H.; FREITAS, C. M. D. S., 'Collaborative Visualization In Medicine', *WSCG 2000 – The 8th Internation Conference in Central Europe on Computer Graphics*, Plzen, Czech Republic, 2000.

[4] MATHIESEN, F. K. "WEB technology — the future of teleradiology?", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, pp. 87–90, Ireland, 2001.

[5] LORENSEN, W. E.; CLINE, H. E., "Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm", *Computer Graphics*, 1987.

[6] LEVOY, M., "Display of Surfaces from Volume Data", *IEEE Computer Graphics & Applications*, 29-37, 1988.

[7] BRODLIE, K., 'Visualization Over The World Wide Web', *Information Visualization - IEEE Conference*, 1997.

[8] UPSON, C., et al. "The Application Visualization System: A computational environment for scientific visualization", *IEEE Computer Graphics and Applications*. 9(**4**):30-42, 1989.

[9] HABER, R. B.; MCNABB, D. A. "Visualization idioms: A conceptual model for scientific visualization systems", *IEEE Visualization in Scientific Computing*, pp. 74-93, 1990.

[10] WOOD, J.; BRODLIE, K.; WRIGHT, H. 'Visualization over the World Wide Web and its application to environmental data', *Visualization '96*, 1996.

[11] WITTENBRINK, C. M. et al. "PermWeb: Remote parallel and distributed volume visualization", Technical Report HPL-97-34, HP Labs, 1997.

[12] WOOD, J.; BRODLIE, K.; WRIGHT, H. 'CSCV-Computer Supported Collaborative Visualization', *Proc. of BCS*, Displays Group International Conference on Visualization and Modelling, 1995.

[13] ELVINS, T. T. "Volume Visualization in a Collaborative Computing Environment", *Computers & Graphics*. 20(**2**):219-222, 1996.

[14] COYLE, F. P. XML, Web Services, and the Data Revolution, Addison-Wesley Information Technology Series, 2002.

CODIFICAÇÃO DE IMAGENS MÉDICAS POR IMPOSIÇÃO DA RAZÃO SINAL/RUÍDO LOCAL ATRAVÉS DE REDES NEURAIS ARTIFICIAIS

F. A. de O. Nascimento*, A. Zaghetto*, A. F. da Rocha*

* Grupo de Processamento Digital de Sinais/Departamento de Engenharia Elétrica/Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

e-mail: assis@unb.br, zaghetto@artelivre.net, adson@unb.br

Abstract: This article presents an algorithm based on the JPEG standard that, considering the local characteristics of medical images, optimizes the normalization of the transformed coefficients through the election of the coefficients that are capable to accomplish a signal-to-noise ratio localy imposed by an artificial neural network. The images used to evaluate the algorithm were acquired in ecocardiographic examinations. The coder presents slightly inferior objective results when compared to the JPEG, however it can present better subjective results, due to the minimum signal-to-noise localy imposed.

***Keywords*: JPEG, Artificial Neural Networks, Image Compression.**

Introdução

A utilização de imagens médicas digitais vem crescendo na maioria dos hospitais e clínicas do mundo, mostrando que é de fundamental importância o desenvolvimento de técnicas que possibilitem o armazenamento e a transmissão dessas imagens. Nesse sentido o presente artigo tem por objetivo apresentar um algoritmo baseado no padrão definido pelo *Joint Photographic Experts Group* [1], popularmente conhecido como JPEG, com a finalidade de aplica-lo na compressão de imagens médicas. Deseja-se maximizar a taxa de compressão, ao mesmo tempo em que a qualidade subjetiva da imagem é garantida

As imagens utilizadas nesse trabalho foram obtidas a partir de de exames de ecocardiografia [2]. Observou-se que em um único exame os médicos adquirirem, em média, de quatro a dez imagens. Cada imagem possui dimensões 640x476 *pixels* e é armazenada no formato *bitmap* com 256 níveis de cinza.

Materiais e Métodos

Para efeitos didáticos, a técnica de compressão JPEG pode ser subdividida em três etapas seqüenciais [3]: (a) Computação da DCT (*Discrete Cosine Transform*) bidimensional; (b) Normalização (quantização e limiarização) e (c) Codificação.

O algoritmo padrão utiliza, na etapa (b), uma única matriz na normalização de todos os sub-blocos de uma imagem. O algoritmo proposto por esse artigo, apartir de agora chamada de JPEG modificado, escolhe uma matriz de normalização para cada sub-bloco, de acordo com as características locais da imagem. O que se espera é que não só boas taxas de compressão sejam alcançadas, mas que também se produza imagens de boa qualidade.

Após o cálculo da transformada de um determinado sub-bloco, é desejável aplicar a transformada inversa para se obter o sub-bloco na sua representação original. Sabe-se, porém, que após a normalização dos coeficientes transformados, alguns deles são descartados e, dessa maneira, a transformada inversa resulta em uma seqüência $\hat{x}[n,m]$ que não é exatamente igual a sua representação original $x[n,m]$. É desejável mensurar a diferença entre as duas representações por meio de uma técnica objetiva. A técnica utilizada pelo JPEG modificado é a já conhecida razão sinal/ruído (*RSR*), definida da seguinte maneira [4]:

$$RSR = \frac{\sigma_x^{\,2}}{\sigma_e^{\,2}} = 10\log\left(\frac{\sum_{m=0}^{M-1}\sum_{n=0}^{N-1}(x[m,n]-\mu_x)^2}{\sum_{m=0}^{M-1}\sum_{n=0}^{N-1}(\hat{x}[m,n]-x[m,n]-\mu_e)^2}\right) \quad (1)$$

onde $\sigma_x^{\,2}$ é a variância da representação original, $\sigma_e^{\,2}$ é a variância do erro de reconstrução, μ_x é o brilho médio do sub-bloco e μ_e é a média do erro.

Sabe-se, também, que taxas de compressão (*Nbp*) variadas podem ser obtidas através do escalonamento da matriz de normalização Z_{50} sugerida pelo padrão JPEG. O algoritmo que ajusta a matriz de normalização para fatores de qualidade *Q* entre 1 e 100 pode ser resumido da seguinte maneira:

Se o fator *Q* for menor que 50,

$$Scal = \frac{5000}{Q} \quad (2)$$

Caso contrário,

$$Scal = 200 - 2 \cdot Q \quad (3)$$

Assim, a nova matriz de normalização é dada pela equação:

$$Z(u,v) = \frac{Z_{50} \cdot Scal + 50}{100} \qquad (4)$$

Se $Z(u,v) \le 0$ fazer $Z(u,v) = 1$. Se $Z(u,v) > 255$ fazer $Z(u,v) = 255$.

Inicialmente procurou-se estabelecer uma relação entre as variâncias dos sub-blocos e as razões sinal/ruído localmente observadas na reconstrução dos mesmos. Para isso, 100 imagens de ecocardiografia foram segmentadas em sub-blocos de 8x8 *pixels*. Esses sub-blocos foram codificados e decodificados através do algoritmo JPEG padrão, ajustado-se o fator de qualidade *Q* para 10, 15, 20, 25, ... ,90. A Figura 1 mostra o gráfico que estabelece a relação entre a variância e a razão sinal/ruído local, calculada a partir das versões original e reconstruída dos sub-blocos analisados.

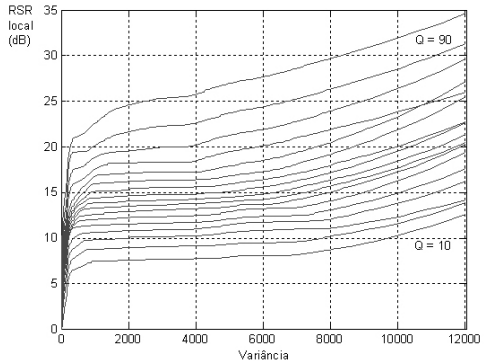


Figura 1: Relação entre a variância e a *RSR* local

A relação entre a variância e a razão sinal/ruído é determinada por uma função crescente não linear. Para um mesmo fator de qualidade *Q*, quanto menor a variância, menor a razão sinal ruído observada. Em outras palavras, quanto menos detalhes a imagem apresenta, mais coeficientes podem ser descartados. Da mesma maneira, quanto maior a variância, maior a razão sinal/ruído, ou seja, quanto mais detalhes a imagem apresenta mais coeficientes precisam ser preservados.

A idéia é escolher, com o auxílio de uma rede neural artificial [4] alimentada adiante, uma dentre as várias matrizes de normalização contidas em um livro de códigos, construídas à partir das equações 1 a 4. A rede neural sugere uma razão sinal/ruído mínima local a partir do fator de qualidade *Q* e da variância do sub-bloco, e um algoritmo de busca determina a matriz do livro de códigos que atende à razão sinal/ruído imposta.

Para se treinar a rede neural proposta, foi construído um conjunto de treinamento formado por vetores de entrada bidimensionais na forma: (*VARlocal*, *Q*); onde *VARlocal* é a variância do sub-bloco, e por alvos unidimensionais que armazenam a RSR local que a rede deve sugerir como sendo a mínima a ser imposta. Assim, os pares entrada-saída que formam o conjunto de treinamento podem ser representados da seguinte maneira: (*VARlocal*, *Q*)➔ $RSR_{\min}$.

Foram considerados 17 possíveis fatores de qualidade (10,15,20,25...,90) e para cada fator de qualidade foram escolhidas 4800 diferentes variâncias, contidas no intervalo de 1 a 12054 (variâncias mínima e máxima observadas), com suas respectivas razões sinal/ruído locais. Dessa maneira, o conjunto de treinamento foi composto por um total de 81600 pares entrada-saída. Com o objetivo de se avaliar o desempenho da rede foi construído um segundo conjunto (conjunto de teste), completamente diferente do anterior, também com 4800 entradas por fator de qualidade. O gráfico da Figura 2, por exemplo, mostra as variâncias e as razões sinal/ruído locais que compõe os pares entrada-saída do conjunto de treinamento para *Q* = 90.

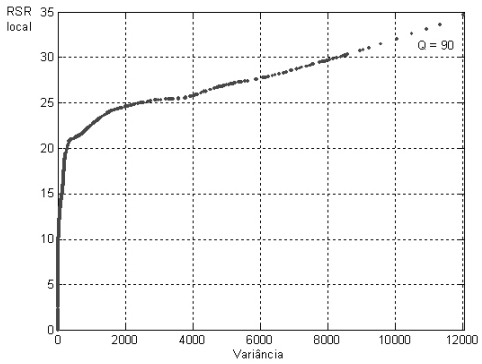


Figura 2: Variâncias e *RSRs* locais para *Q* = 90

O problema se resume em fazer uma rede neural artificial alimentada adiante aprender as 17 funções apresentadas da Figura 1. Para se alcançar esse objetivo, foi construída uma rede com duas entradas, 20 neurônios log-sigmóides na camada intermediária e um neurônio log-sigmóide na camada de saída. O aprendizado foi interrompido com 250 épocas, quando, então, observou-se um erro médio quadrático (MSE) de aproximadamente 7.1×10^{-5} [Figura 3].

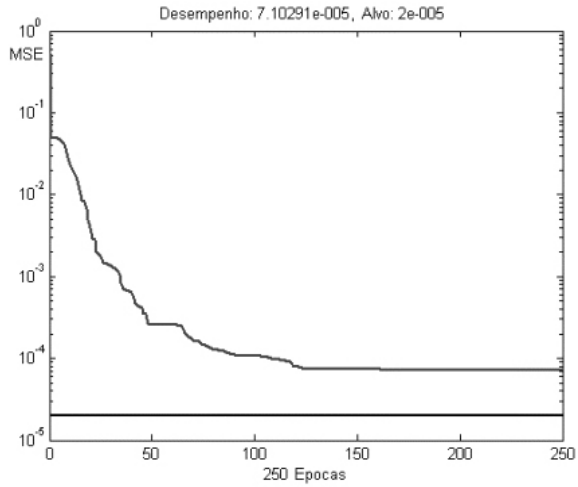


Figura 3: Treinamento da rede alimenta adiante

Após o treinamento, o conjunto de teste foi apresentado à rede. A Figura 4 mostra o resultado obtido. Observa-se que a rede foi razoavelmente capaz de aprender as funções que lhe foram apresentadas.

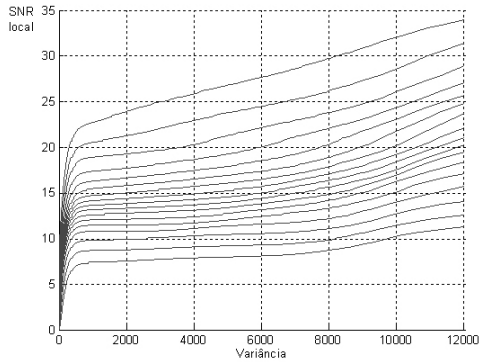


Figura 4: Resultados do teste

Na operação, a rede já treinada *RedeTreinada* recebe como parâmetros o valor da variância do sub-bloco *VARlocal* e fator de qualidade *Q* escolhido pelo usuário, retornando uma sugestão de razão sinal/ruído local mínima $RSR_{\min}$. Se *LivroCod(Ind)* representa a matriz de normalização referenciada pelo índice *Ind* e *IndMax* representa a dimensão do livro de códigos, o algoritmo pode ser resumido da seguinte maneira:

Para o sub-bloco atual:
VARlocal = cálculo da variância local;
$RSR_{\min}$ = *RedeTreinada*(*VARlocal, Q*);
Ind = 1;
RSR = 0;
Para *Ind* atual,
Se ($RSR < RSR_{\min}$) e ($Ind \leq IndMax$)
- Codificar o sub-bloco com a matriz *LivroCod(Ind);*
- Decodificar o sub-bloco com a matriz *LivroCod(Ind);*
- Calcular a razão sinal/ruído RSR;

Próximo *Ind*
Armazena o sub-bloco codificado e o índice *Ind*;
Próximo sub-bloco.

A codificação acima proposta gera certa quantidade de informação adicional. Como cada sub-bloco é codificado com uma matriz de normalização diferente, é preciso armazenar, junto com a imagem codificada, os índices do livro de códigos utilizados na normalização de cada sub-bloco. Assim, para um livro de códigos composto por 32 matrizes, cada sub-bloco receberá 4 *bits* adicionais. Se *Nsb* é o número de sub-blocos de uma imagem e *Nba* é o número de *bits* adicionais por sub-bloco, a quantidade total de *bits* adicionais *Nbt* é dada pela equação abaixo:

$$Nbt = Nbs \times Nba \qquad (5)$$

A equação a seguir mostra como é possível fazer o cálculo da taxa de compressão *Nbp*, dada em *bits*/*pixel*, para a imagem codificada:

$$Nbp = \frac{Nbc + Nbt}{Np} \qquad (6)$$

onde *Nbc* é o número de *bits* utilizados na codificação do sub-bloco e *Np* é o número de *pixels* que compõe a imagem. Assim, quanto menor for o valor de *Nbp*, maior é a taxa de compressão.

Resultados

Na avaliação desse algoritmo foi utilizado um livro de códigos contendo 32 elementos e os fatores de qualidade *Q* escolhidos foram 10, 40, 70 e 90 [6]. Os resultados obtidos na codificação de duas imagens, denomidandas Imagens 1 e 2, podem ser observados nas tabelas 1 e 2, respectivamente.

Tabela 1: Resultados para Imagem 1

Q	***Nbp* (*bits/pixel*)**	***RSR global* (dB)**
10	0.440	11.49
40	0.761	16.32
70	1.033	20.54
90	1.639	28.27

Tabela 2: Resultados para Imagem 2

Q	***Nbp* (*bits/pixel*)**	***RSR global* (dB)**
10	0.428	12.16
40	0.648	17.08
70	0.832	21.39
90	1.237	29.31

É interessante observar que as razões sinal/ruído locais observadas após a codificação apresentam-se ligeiramente superior às razões sinal/ruído mínimas, $RSR_{\min}$, sugeridas pela rede neural. Esse resultado é conseqüência do fato de o codificador sempre escolher para cada sub-bloco a matriz de normalização capaz de codifica-lo com uma razão sinal/ruído igual ou imediatamente superior a $RSR_{\min}$. O gráfico da Figura 5 ilustra o caso a partir da codificação da Imagem 2, com *Q* ajustado para 40.

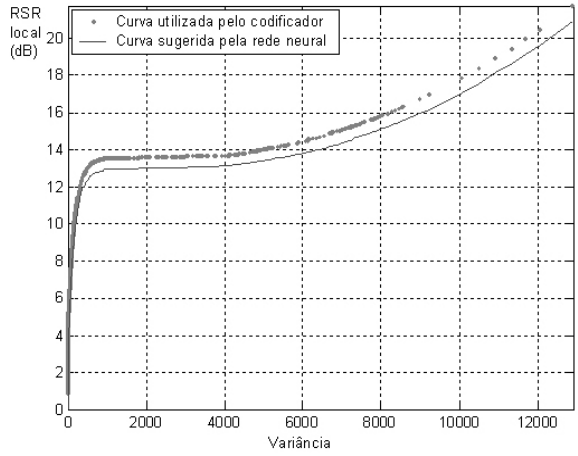
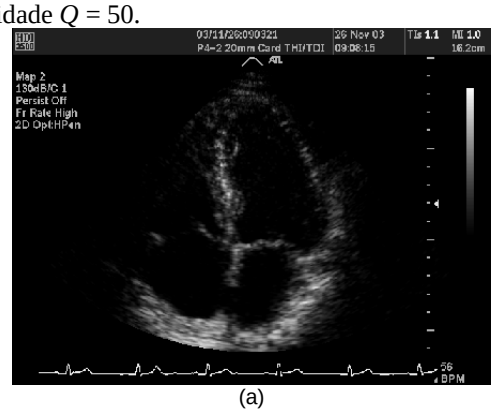
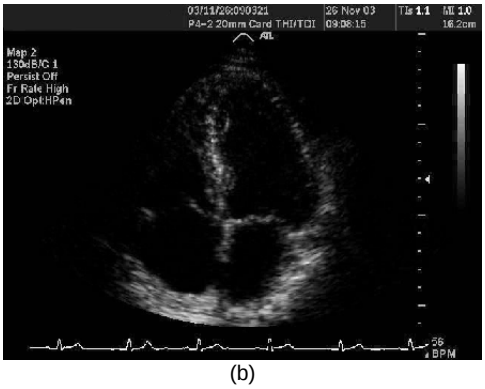


Figura 5: $RSR_{\min}$ sugerida x *RSR* utilizada

A Figura 6 mostra uma imagem de ecocardiografia original (a) e sua versão comprimida com um fator de qualidade $Q = 50$.



(a)



(b)

Figura 6: Ecocardiografia (a) original e (b) comprimida

A Tabela 3 compara os resultados obtidos pelo algoritmo proposto com os resultados fornecidos pelo JPEG padrão.

Tabela 3: Comparação com o JPEG padrão

	Imagem 2 JPEG Padrão		Imagem 2 Algoritmo Proposto	
Q	**Nbp (bits/pixel)**	**RSR global (dB)**	**Nbp (bits/pixel)**	**RSR global (dB)**
10	0.243	10.973	0.428	12.167
15	0.291	12.181	0.477	13.236
20	0.335	13.281	0.521	14.266
25	0.378	14.136	0.559	15.094
30	0.414	14.872	0.592	15.914
35	0.449	15.483	0.621	16.604
40	0.480	16.141	0.648	17.076
45	0.510	16.717	0.673	17.694
50	0.537	17.248	0.697	18.156
55	0.566	17.917	0.726	18.793
60	0.598	18.614	0.754	19.477
65	0.640	19.551	0.787	20.309
70	0.688	20.552	0.832	21.389
75	0.746	21.845	0.889	22.807
80	0.820	23.376	0.978	24.493
85	0.919	25.471	1.085	26.692
90	1.075	28.241	1.237	29.307

Discussão

A análise dos resultados obtidos leva à conclusão de que o algoritmo de compressão JPEG é extremamente poderoso, sendo capaz de atingir altas taxas de compressão ao mesmo em que preserva a qualidade objetiva da imagem codificada. As técnicas utilizadas na elaboração do JPEG conferem ao padrão uma robustez que dificilmente será superada em termos de ganho de compressão. Nesse sentido, o próprio grupo responsável pela definição desse padrão vem abordando a problemática da compressão de imagens não através de métodos que procuram aperfeiçoar o algoritmo já existente, mas que estabelecem paradigmas completamente inovadores [5,7,8].

Conclusão

O algoritmo proposto nesse artigo permite, para razões sinal/ruído semelhantes, taxas de compressão ligeiramente inferiores em comparação ao JPEG padrão. Isso se deve ao fato de o codificador anexar para cada sub-bloco o índice da matriz de normalização que foi utilizada. Contudo, por meio de inteligência artificial, o algoritmo garante uma relação sinal/ruído local mínima, melhorando a avaliação subjetiva da imagem.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com o apoio do **CNPq**, uma entidade do Governo Brasileiro voltada ao desenvolvimento científico e tecnológico.

Referências

[1] ISO/IEC IS 10918-1 | ITU-T *Recommendation* T.81, Internet site address: http://www.jpeg.org/jpeg/.

[2] LIGA DE CARDIOLOGIA DA FMUnisa, Internet site address: http://www.unisa.br/ligadecardio/

[3] GOZALES, R. C., WOODS, R. E., *Dig. Image Processing*, 2nd ed, New Jersey: Prentice-Hall, 2002.

[4] HAYKIN, S., *Redes neurais: Princípios e Prática*, 2ª Ed, Porto Alegre: Bookman, 2001.

[5] JPEG 2000, Internet site address: http://www.jpeg.org/jpeg2000/index.html.

[6] LOPES, J.D.R., *Caracterização Morfológica e Análise Quantitativa de Bactérias In Vitro por Técnicas Nucleares de Medidas*, Tese D. Sc. COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2001.

[7] LAINE, A., ZONG, X., Border identification in echocardiograms via multiscale edge detection and shape modeling, *Proceedings of the IEEE International Conference on Image Processing*, 1996.

[8] ZONG, X., LAINE, A. F, GEISER, E.A., Speckle reduction and contrast enhancement of echocardiograms via multiscale nonlinear processing, *Transactions on Medical Imaging*, 1998, vol. 17, pp. 532-540

Sistema de Informação para Suporte à Rede de Centros de Informação sobre Medicamentos do Brasil

J. R. Bokehi*, E. C. Gontijo, F. M.Ribeiro, S. R.Castilho**

* Universidade Federal Fluminense/Departamento de Ciência da Computação, Niterói, Brasil
**Universidade Federal Fluminense/Departamento de Farmácia e Administração Farmacêutica, Niterói, Brasil

e-mail: jraphael@ic.uff.br

Abstract: Answering questions from medicine users and health professionals is the main activity of a Drug Information Center (DIC). The Brazilian Drug Information System (SISMED) counts now with 25 DIC distributed in 17 districts around the country. Those centers work within a cooperative protocol and constitute an information net. The Center for Supporting Rational Use of Drugs through Drug Information (CEATRIM), from the Pharmacy School of the Federal Fluminense University, in Rio de Janeiro, is one of those centers since 1999. During this period, CEATRIM staff has perceived the need of a good information system to support its activities. This work describes the development of an information system devoted to support SISMED´s activities.

***Palavras Chaves*: Sistema de Informação, Centro de Informação, Informação sobre Medicamentos.**

Introdução

Paralelamente à introdução maciça de novos fármacos na terapêutica, aumentou exponencialmente a quantidade de informação sobre medicamentos, provocando o que se convencionou chamar de explosão de informação, nem sempre de boa qualidade e imparcial. Entretanto este volume de dados não se difunde de modo eficiente e ágil, de modo que os profissionais da saúde têm dificuldade em se manter atualizados [1].

Uma solução proposta para este problema tem sido a formação de farmacêuticos clinicamente treinados como disseminadores de informação sobre medicamentos, serviço que tradicionalmente vem sendo prestado de modo informal [1]. A tendência mundial é que caiba aos profissionais farmacêuticos a coordenação dos Centros de Informação sobre Medicamentos (CIM) [2], uma vez que, como categoria profissional, são eles que têm a formação mais abrangente sobre estes produtos.

A meta principal dos CIM é a promoção do uso racional dos medicamentos. Para alcançar esta meta, a informação prestada deve ser objetiva, imparcial, imune a pressões políticas e econômicas. Ademais, como em muitos casos está em jogo a orientação para a situação clínica de um paciente, a informação deve ser fornecida com agilidade, em tempo hábil para sua utilização em cada caso.

A idéia de formação de uma rede de CIM coordenada por um Centro de caráter nacional não é nova no contexto mundial [3; 4]. A rede SISMED, de caráter não hierarquizado, descentralizada, formada por CIM autônomos integrados por um Protocolo de Cooperação, é denominada de Sistema Brasileiro de Informação sobre Medicamentos e conta atualmente com 25 integrantes [5].

Os principais objetivos do trabalho em rede são propiciar a troca de informação entre os diferentes integrantes da rede e permitir a padronização dos processos de trabalho adotados. O desenvolvimento de um sistema de informações para suporte aos CIM e à rede SISMED tem sido apontado como uma das medidas necessárias para o fortalecimento desta rede e, ao mesmo tempo, uma necessidade gerencial.. Este trabalho descreve o desenvolvimento deste sistema, cujos objetivos são auxiliar a estruturação dos CIM individualmente e a comunicação entre as diversas unidades do SISMED.

Materiais e Métodos

O sistema é baseado na internet e seu desenvolvimento seguiu o paradigma espiral [6]. Os requisitos do sistema foram definidos com a participação da equipe do CEATRIM, um dos 22 CIM do SISMED, tendo se iniciado pela análise dos formulários de solicitação de informação e de respostas padronizados na rede. O relatório anual, enviado por cada um dos integrantes do SISMED ao comitê gestor foi também empregado. O modelo lógico e o dicionáiro de dados foram avaliados pela equipe do CEATRIM.

Segurança, tempo de resposta, interface amigável e compatibilidade com o hardware disponível nos CIM foram algumas das preocupações consideradas na escolha das ferramentas de desenvolvimento. As ferramentas selecionadas foram o sistema operacional Linux; o servidor de http Apache, o MySQL, HTLM e JavaScript além do PHP. O sistema Linux foi selecionado em função de ser livremente distribuído e de apresentar características amplamente favoráveis a sua utilização como estabilidade; segurança e velocidade.

O sistema de informação foi desenvolvido seguindo rigorosamente as necessidades estabelecidas pelos profissionais do CEATRIM, optando-se pelo desenvolvimento de um primeiro protótipo centrado nas funcionalidades requeridas para cada CIM individualmente. Uma vez atendidas as funcionalidades, passou-se então ao desenho da interface, visando torná-la o mais amigável possível para garantir a usabilidade do sistema.

Concluída a implementação, o sistema passou a ser utilizado, em fase de teste, pelo CEATRIM. O período de teste foi estipulado em 3 meses, a partir do qual o sistema passará a ser usado por outros CIM integrantes do SISMED.

Resultados

De acordo com a modelagem e a implementação do Banco de dados no Sistema Gerenciador Mysql, ficou definida a existência de 26 diferentes bancos de dados independentes sendo 25 para os Centros e 1 Central onde as informações dos outros centros ficará centralizada. O gerenciamento do Banco de dados Central ficará a cargo do Comitê Gestor do SISMED. Informações dos outros bancos serão replicadas para o Banco Central , o qual manterá todas as informações de todos os centros notificadores, exceto aquelas relacionadas à manutenção e segurança do sistema. Tais informações estarão disponíveis a unidade do sistema que as originou.

Cada Banco de Dados ficou Composto de 13 entidades. O quadro I apresenta algumas das principais entidades e seus respectivos atributos.

Após o desenvolvimento do banco de dados, seguiu-se para a implementação do Sistema Principal na linguagem de programação PHP. O Sistema foi dividido em sub-sistemas : Subsistema de Inserções, Subsistema de Gerenciamento, Subsistema de Relatórios, Subsistema de Administração de Banco de Dados, SubSistema de Administração de Identificações e Subsistema de Ajuda.

O Subsistema de inserções é responsavel pelo cadastro de solicitações (Figuras 1, 2 e 3), solicitantes, esquemas terapêuticos e pacientes. O SubSistema de Gerenciamento permite a manipulação das informações cadastradas após a utilização do Subsistema de Inserções. As opções de gerenciamento são: Gerenciamento de Solicitantes, Gerenciamento de Solicitações, e Gerenciamento de Respostas. As funcionalidades permitidas envolvem Consulta, Exclusão, e Atualização. A função de Consulta permite a visualização dos dados cadastrados, já a Exclusão realiza a remoção dos dados cadastrados e a Atualização corrige dados inseridos incorretamente.

O SubSistema de Administração de Identificações realiza o cadastro de usuários do sistema. Através do cadastro, são escolhidas as permissões de operação em relação aos outros subsistemas. Alterações, Exclusões e Consultas também são funcionalidades permitidas. Apenas usuários com permissão de criação de identificações poderão criar, remover ou alterar dados.

Quadro I: Entidades e Atributos do Sistema

Entidade	Função	Exemplos de Atributos
Paciente	armazenar os dados sobre os pacientes envolvidos nas solicitações de informação	Idade, peso, altura, nome
Solicitantes	armazenar os dados sobre os pacientes ou profissionais de saúde que buscam a informação	Formação, instituição de trabalho, se é ou não o usuário do medicamento
Solicitações	registrar os itens de informação solicitados	Pergunta, dados complementares
EsquemaTerapêutico	registrar os medicamentos e regimes posológicos	Código ATC, Posologia, Denominação Comum Brasileira
Condições Especiais	descrição das condições que particularizam o tratamento medicamentoso daquele paciente.	Hipertensão arterial, gravidez, insuficiência renal.
Resposta	armazenar as respostas das solicitações	Referências Bibliográficas, data e hora da resposta, número da solicitação.
Hipersensibilidade	cadastrar as hipersensibilidades dos pacientes envolvidos com a Solicitação.	

O Subsitema de Relatórios é responsável pela visualização dos dados estatísticos do sistema para controle do funcionamento do Sistema Principal e também do Centro notificador. Além disso os relatórios são fonte de informação importante para o gerenciamento da rede pelo Comitê Gestor e para a análise de eventuais padrões de consulta ou resposta.

O Subsistema de Administração de Banco de Dados objetiva o tratamento de dados referentes à manutenção e funcionamento do sistema como: cadastro de novos itens nos formulários, adicionar feriados , realizar backups e restauração do banco de dados nos casos de falha de hardware (falha do pc sevidor) ou corrompimento dos arquivos do SGBD Mysql.

Durante a utilização no CEATRIM o sistema tem se mostrado de fácil utilização, resistente a erros e com bom tempo de processamento. Algumas alterações precisaram ser implementadas, entre elas o status de alguns campos que, inicialmente considerados obrigatórios, se mostraram ausentes na maioria das solicitações de informação recebidas pelo CEATRIM.

Discussão e Conclusão

É incontestável a importância da implantação de uma rede de Centros de Informação sobre Medicamentos no Brasil. Sua consecução dependerá certamente, da existência de sistemas de informação ágeis e integrados. Este trabalho, cuja modelagem é fruto da análise de sistemas implementados no Brasil e fora dele e da opinião de vários especialistas da área, tem grande potencial de contribuição na implementação da rede de Centros de Informação sobre Medicamentos já disponíveis no Brasil.

A utilização deste sistema, além de apresentar custo zero, pode subsidiar a obtenção de dados regionais e nacionais sobre problemas com a utilização de medicamentos. Sistemas baseados na internet vêm sendo utilizados em outros países, uma vez que apresentam uma relativa facilidade de implementação e vêm mostrando excelentes resultados onde já estão implementados.

Embora a análise tanto da qualidade do sistema quanto de seu desempenho dependa de um processo mais demorado de utilização em serviço, os resultados alcançados até o momento permitem considerar promissora sua utilização. Após um período maior de teste no CEATRIM, o sistema deverá ser disponibilizado a outros Centros de Informação que integram o SISMED.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq pela concessão de Bolsas de Iniciação Científica e à PROEX-UFF pela concessão de Bolsas de Extensão.

Referências Bibliográficas

[1] VIDOTTI, C.C.F., HOEFLER, R., SILVA, E. V., "Sistema Brasileiro de Informação Sobre Medicamentos - SISMED", *Cadernos de Saúde Pública* 16 (4): 1121-26, 1994.

[2] ROSENBERG J.M.; FUENTES R.J.; STARR C. H., KIRSCHENBAUM, H. L. e McGUIRE, H. . "Pharmacist-operated drug information centers in the United States". American Journal of Health-System Pharmacy, 52:991-996, 1995.

[3] SKOUTAKIS V.A., WOJCIECHOWSKI N.J., CARTER C. A., HAYES J. M., HUDSON B. L. e MARTIN J. A.,. "Drug information center network: Need, effectiveness, and cost justification", *Drug Intelligence and Clinical Pharmacy*, 21:49-56, 1987.

[4] BONATI, M. e TOGNONI, G., *Health Information Centres in Europe*. Milan: Mario Negri Institute for Pharmacological Research, 1995.

[5] VIDOTTI C.C.F., HELEODORO, N.M.. ARRAIS, P.S.D.; HOEFLER, R., MARTINS, R. e CASTILHO S. R., *Centros de Informação sobre Medicamentos: Análise Diagnóstica no Brasil.* Brasília. Conselho Federal de Farmácia/Organização Pan-Americana de Saúde. 2000.

[6] PRESSMAN, R.S, Engenharia de Software, São Paulo, Makron Books do Brasil Editora Ltda., 1995.

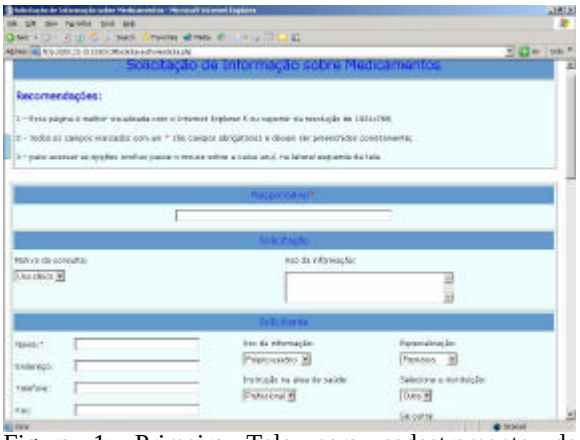


Figura 1: Primeira Tela para cadastramento de Solicitação de Informação.

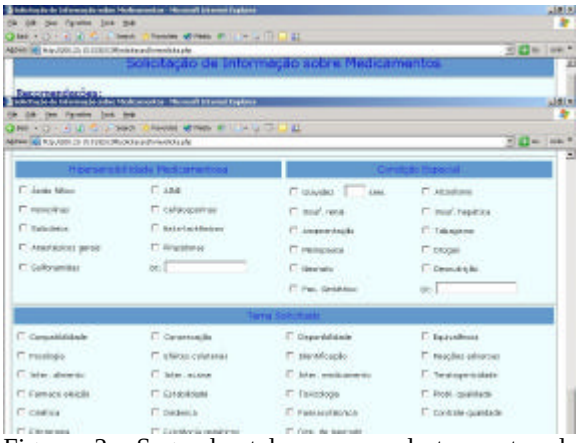


Figura 2: Segunda tela para cadastramento de Solicitações de Informação.

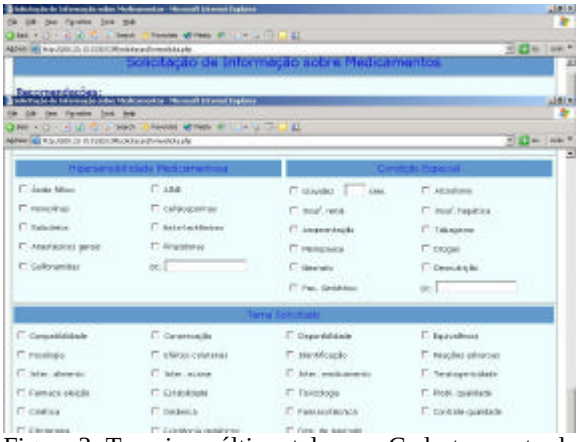


Figura 3: Terceira e última tela para Cadastramento de Solicitação de Informação

MODELAGEM DINÂMICA TRIDIMENSIONAL DE FETOS UTILIZANDO TÉCNICAS DE REALIDADE VIRTUAL

Lígia Garcia Hermosilla, Fátima L. S. Nunes Marques

Programa de Pós Graduação em Ciência da Computação – UNIVEM – Centro Universitário Eurípides de Marília, Av. Hygino Muzzy Filho, 529 – Campus Universitário – CEP 17525-901 – Marília (SP) Brasil – Telefone (14) 421-0836.

e-mail: h.ligia@uol.com.br

Abstract: This work presents a Virtual Reality tool in order to represent and manipulate images of fetuses, constructing three-dimensional structures from measures extracted from segmented obstetric ultrasound images. The tool allows the physical deformities visualization with more clearness and security, collaborating with the detection of some syndromes. The system provides the interaction between user and modelling three-dimensional structures, creating a cheaper alternative for the identification and three-dimensional visualization of the fetus structures.

***Key-words*: three-dimensional images, fetus, ultrasound, Virtual Reality, VRML.**

Introdução

Nos últimos anos a Realidade Virtual deu um salto muito grande nas possibilidades oferecidas para a interação homem-máquina na área médica, permitindo o desenvolvimento de várias aplicações [1]. O Ultra-som (US) é uma das modalidades, dentre os exames de diagnóstico por imagem, mais utilizadas no rastreamento de doenças, permitindo o exame de órgãos abdominais, pélvicos, estruturas superficiais de mama, entre outros [2]. Apesar de já existirem vários equipamentos de US que geram imagem tridimensional (3D) de fetos, algumas limitações como o alto custo, o posicionamento fetal, a interposição de estruturas, dificuldades de obtenção de imagens em casos de redução de líquido amniótico e baixa resolução nos planos paralelos ao plano de aquisição fazem com que este tipo de exame não substitua o exame de US bidimensional (2D) [3].

O US bidimensional obstétrico auxilia o radiologista na obtenção de medidas relativas aos diversos órgãos do feto em formação, permitindo uma comparação com as medidas esperadas para os fetos normais e, assim, a identificação de possíveis anomalias [4]. No entanto, a detecção de anomalias a partir dessas medidas é extremamente dependente da experiência do radiologista, que deve possuir dados disponíveis sobre as dimensões esperadas de cada órgão do corpo fetal, de acordo com a fase da gestação. Visando auxiliar neste processo, este trabalho apresenta uma ferramenta de Realidade Virtual que permite a representação e manipulação de imagens de fetos construindo estruturas tridimensionais a partir de medidas obtidas com a segmentação de imagens bidimensionais de US.

Materiais e Métodos

O diagrama esquemático da estrutura do sistema desenvolvido é apresentado na Figura 1. A segmentação de imagens bidimensionais de ultra-som fetal utiliza técnicas de processamento de imagem (realce, segmentação e eliminação de ruídos) para separar as estruturas de interesse, isto é, as partes do corpo fetal do fundo da imagem de ultra-som a fim de extrair as medidas de cada estrutura, fornecendo os parâmetros que serão utilizados na representação tridimensional. A passagem de parâmetros é feita por chamadas a funções, que têm o objetivo de compor objetos sintéticos em determinada posição e com tamanhos específicos, a fim de representar a estrutura solicitada.

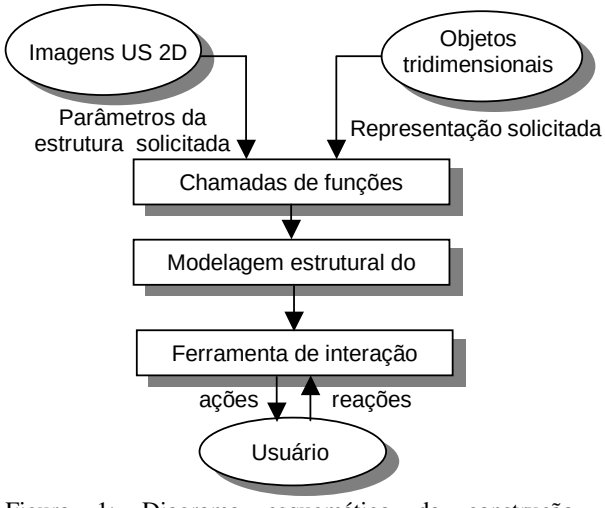
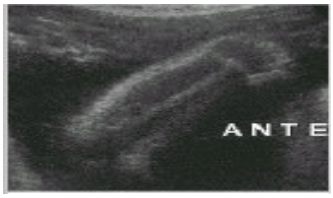


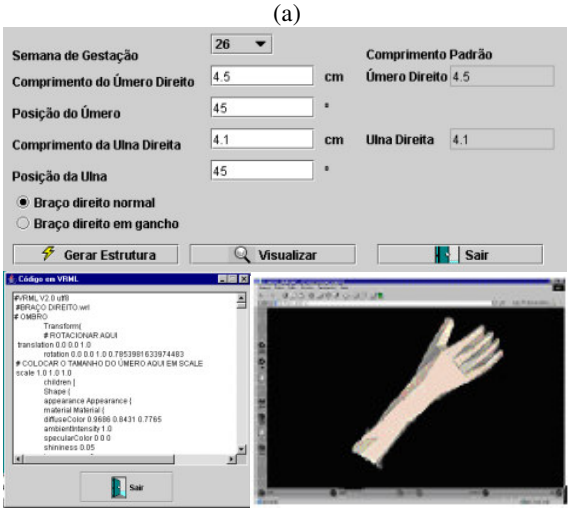
Figura 1: Diagrama esquemático da construção dinâmica de estruturas fetais.

O sistema, confeccionado em Java [5], recebe os parâmetros extraídos e constrói um código-fonte em VRML (*Virtual Reality Modeling Language*) [6] para gerar a estrutura tridimensional referente à parte do feto que foi segmentada. A junção de todos os objetos modelados permite a formação do corpo inteiro do feto.

Uma vez construído, este pode ser manipulado a fim de permitir a visualização das estruturas em diversos ângulos. Um exemplo deste processo é mostrado na Figura 2, que exibe a modelagem de uma ulna (antebraço) a partir do fornecimento dos parâmetros comprimento, largura e ângulo de inclinação. A Figura 2(a) ilustra uma imagem original de um exame de ultra-som bidimensional, a Figura 2(b) exibe a interface inicial para construção dinâmica de estrutura fetal e a geração do código em VRML e a Figura 2(c) mostra a visualização da estrutura de interesse, obedecendo ao posicionamento, tamanho e semana de gestação, de acordo com os parâmetros fornecidos pelo usuário.



(a)



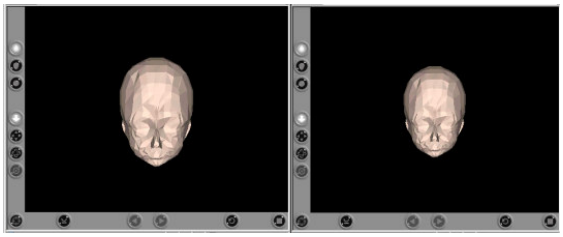
(b) (c)

Figura 2: Exemplo de representação 3D de uma parte do corpo fetal: (a) imagem de US 2D da ulna de um feto; (b) passagem de parâmetros e geração do código-fonte em VRML; (c) modelagem da estrutura, de acordo com os parâmetros passados.

Como pôde ser observado, o usuário passa os parâmetros referentes à semana de gestação, ao posicionamento e ao tamanho do membro examinado. Assim que o usuário fornece a semana de gestação, automaticamente é apresentado ao lado o comprimento padrão, ou seja, o tamanho que aquele membro deveria ter naquela semana de gestação. Isso faz com que o usuário perceba se aquele membro do feto está desenvolvendo normalmente.

Depois de passado os parâmetros referentes àquele membro e gerado o código para a formação do mesmo, o usuário visualizará o membro em questão, tridimensionalmente, obedecendo aos parâmetros fornecidos. Ao mesmo tempo, o sistema gera o mesmo membro, obedecendo a semana de gestação, sendo que este é desenvolvido com os parâmetros exatos, ou seja, com os parâmetros que o membro deveria ter naquela determinada semana. Ao visualizar o membro examinado, automaticamente é apresentado o membro desenvolvido pelo sistema, considerado normal. Isso faz com que o usuário realize uma comparação entre as partes, tendo segurança ao passar o diagnóstico ou encaminhar a paciente a um exame específico.

A Figura 3 ilustra a comparação entre membros. A Figura 3(a) ilustra a cabeça de um feto com 26 semanas de gestação e a Figura 3(b) apresenta a imagem da cabeça do feto desenvolvida pelo próprio sistema.

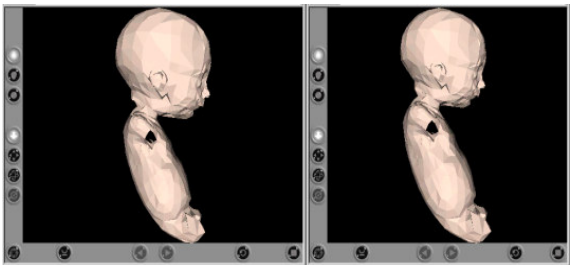


(a) (b)

Figura 3: Comparação entre membros: (a) imagem da cabeça do feto, obedecendo aos parâmetros fornecidos pelo usuário; (b) imagem da cabeça do feto desenvolvido pelo sistema.

Para obter os parâmetros exatos para tal comparação, foi estudado o tamanho de todos os membros separadamente e do corpo inteiro do feto. Esses dados foram obtidos pelo resumo sumário das tabelas obstétricas de uso diário [4, 7], pois esta fornece todas as medidas necessárias de semana a semana.

Com base nesta tabela, foi possível o armazenamento das medidas do úmero, ulna, fêmur, tíbia, circunferência craniana e abdominal, comprimento cabeça-nádega e estatura. A Figura 4(a) ilustra a imagem da parte do corpo solicitada, que neste caso seria cabeça-nádega. O feto em questão tem 26 semanas de gestação. São passados para a formação tridimensional desta parte do corpo, os parâmetros: semana de gestação, estatura do feto, comprimento cabeça-nádega, posição do tronco e diâmetro biparietal, e, ao lado, o comprimento padrão fornecido pelo sistema. A Figura 4(b) ilustra a imagem fornecida pelo sistema, para comparação, considerada normal.



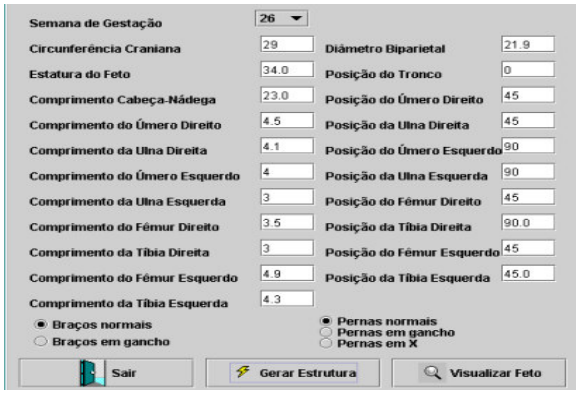
(a) (b)

Figura 4: Imagem da cabeça-nádega: (a) imagem do feto examinado; (b) imagem do feto fornecido pelo sistema, considerado normal.

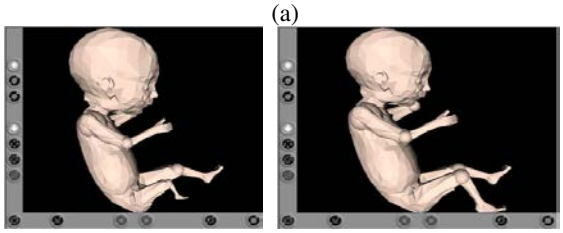
Ao visualizar as imagens, o usuário logo percebe que o feto examinado tem a circunferência craniana muito maior que o normal, de acordo com a 26ª semana de gestação, entendendo que o feto examinado pode ser portador de algum problema.

Depois que são passados todos os parâmetros e visualizados todos os membros, o sistema gera a visualização final que seria o corpo inteiro do feto. O feto desenvolvido, tanto o examinado pelo usuário como o feto fornecido pelo sistema, obedece fielmente ao posicionamento, tamanho e semana de gestação. Isso faz com que o usuário saiba como o feto realmente está se desenvolvendo e qual o seu posicionamento dentro do ventre materno.

A Figura 5(a) ilustra a tela final, que carrega todos os parâmetros fornecidos pelo usuário. A Figura 5(b) ilustra a visualização do feto em questão e a Figura 5(c) mostra a visualização de um feto considerado normal, fornecido pelo sistema. O sistema permite que o usuário veja as mesmas imagens em vários ângulos, não obtidos nas imagens bidimensionais, como mostram as Figuras 5(d) e 5(e).



(a)


(b) (c)

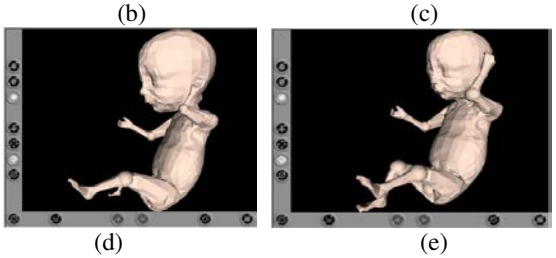

(d) (e)

Figura 5: Interface final: (a) tela com todos os parâmetros passados. (b) imagem final do feto examinado, com malformação na cabeça, tíbia direita, úmero e ulna esquerda; (c) imagem do feto gerado pelo sistema, considerado normal; (d) imagem do feto examinado por outro ângulo; (e) imagem do feto, fornecido pelo sistema, visualizado por um outro ângulo.

Resultados e Discussões

O sistema sempre gera a estrutura de dois fetos: o primeiro a partir das medidas fornecidas pelo usuário e o segundo a partir de medidas armazenadas, referentes a fetos normais considerando o tempo de gestação fornecido pelo usuário. A exibição dessas imagens permite ao radiologista fazer uma comparação entre as duas imagens, podendo perceber visualmente a presença de alguma malformação fetal. A Figura 6(a) ilustra a imagem de um feto com 39 semanas de gestação, cuja modelagem foi realizada considerando-se os parâmetros fornecidos pelo usuário. A Figura 6(b) apresenta a imagem do feto considerado normal, gerada a partir dos parâmetros armazenados na ferramenta, permitindo que o usuário perceba a existência de anomalias.

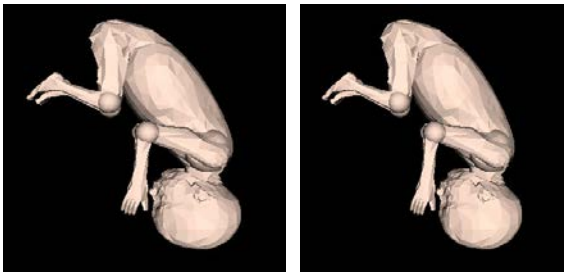

(a) (b)

Figura 6: Exemplo de modelagem do feto: (a) imagem gerada a partir dos parâmetros do usuário; (b) feto normal, gerado pelo sistema.

Neste caso, o feto examinado, comparado ao feto gerado pelo sistema, não possui malformações físicas. Considera-se o feto em questão, um feto normal.

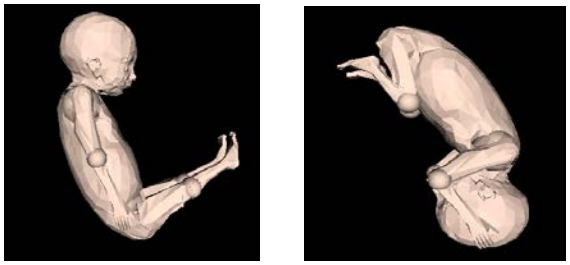
A ferramenta constrói estruturas sintéticas com detalhes de modelagem 3D visando uma representação o mais semelhante possível à imagem 3D real. Para exemplificar a fidelidade da modelagem com as estruturas fetais, a Figura 7(a) ilustra a imagem de um feto real, com malformações nos braços, popularmente conhecido como "braços em ganhos" e a Figura 7(b) ilustra a imagem modelada e refinada com as devidas deformações.


(a) (b)

Figura 7: Comparação entre imagem real e a modelagem: (a) imagem de US 3D de um feto real; (b) imagem modelada e refinada.

O programa VRML tem a vantagem de ser interpretado, sendo que para a sua execução basta que o

usuário disponha de um *browser* com *plug-in* adequado, conforme mencionado anteriormente. O *plug-in* fornece recursos para a manipulação da estrutura modelada, permitindo ao usuário a execução de operações como rotação e escala. Na Figura 8 essas operações são exemplificadas. A Figura 8(a) mostra um feto, com 34 semanas de gestação, na posição inicial e a Figura 8(b) ilustra o feto na posição exata de dentro do ventre materno. Neste caso, o sistema executa as operações de rotação e escala.



(a) (b)

Figura 8: Operações de manipulação do VRML: (a) imagem na posição inicial, (b) imagem com a execução das operações do VRML.

O sistema objetivou suprir algumas necessidades do US 3D, gerando fetos a partir do sexto mês de gestação, pois nesta fase as limitações do US 3D tornam-se agravantes devido ao crescimento rápido do feto e à diminuição do líquido amniótico, o que dificulta muito a visualização das estruturas, inviabilizando o exame em alguns casos. O sistema aqui apresentado possibilita a visualização do feto, representado tridimensionalmente, até a última semana de gestação. Como a imagem não contém ruídos como placenta e parede uterina e a textura aplicada na modelagem produz uma representação próxima da pele real do feto, a imagem torna-se extremamente visível, fazendo com que o usuário perceba rapidamente a presença de alguma malformação, podendo tomar a decisão de encaminhar a paciente para um exame mais específico.

A posição fetal e a interposição dos membros são adequadas, pois não há interposição de outras estruturas como, por exemplo, cordão umbilical, pois este pode gerar artefatos e impedir uma adequada visualização.

Além de poder visualizar as estruturas geradas a partir dos parâmetros extraídos de imagens reais em paralelo com estruturas normais geradas automaticamente pela ferramenta, a modelagem dinâmica permite que o usuário utilize a ferramenta para outros fins, como a simulação de malformações. Assim, parâmetros como comprimento, largura, ângulo e presença de anomalias específicas podem ser fornecidos a fim de que uma estrutura específica seja modelada e mostrada a estudantes que tenham interesse nesta área.

O sistema foi desenvolvido para que leigos na área de informática pudessem utilizá-lo sem a necessidade de conhecimentos mais específicos da área ou aquisição de equipamentos especiais. Além disso, a ferramenta proporciona rapidez na visualização e manipulação das estruturas, com baixo custo.

Conclusões

A arquitetura projetada do sistema permite que qualquer estrutura segmentada na imagem bidimensional de ultra-som obstétrico seja representada tridimensionalmente e manipulada pelo usuário. Assim, é possível que os interessados visualizem projeções do feto não obtidas nas imagens bidimensionais originais.

A geração dinâmica do programa fonte faz com que o sistema seja independente das características identificadas em cada caso, pois a posição, o tamanho e outros aspectos das estruturas a serem representadas podem ser totalmente variáveis, uma vez que são fornecidos através de parâmetros. O fato de gravar um arquivo externo com o código fonte permite que a estrutura seja visualizada inúmeras vezes, a partir de um ambiente que reconheça o código VRML.

Acreditamos que a ferramenta aqui apresentada pode contribuir em dois campos importantes: na manipulação das estruturas tridimensionais para a visualização do feto a partir de ângulos não obtidos em imagens bidimensionais e na segurança e clareza no auxílio de detecção de deformidades físicas por não obter placenta e demais ruídos nas imagens.

Referências

[1] KIRNER, C. Virtual Reality: Devices and Application. Annals of VII the Regional School of computer science of the South Regional SBC – VII ERI, SBC, Londrina, Chapecó, Novo Hamburgo, may 1996, p.135-158.

[2] BEGA, G. et al. Three-dimensional ultrasonographic imaging in obstetrics: J. Ultrasound Med. Canadá, v.20, p.391-408, 2001.

[3] STEINER, H., Staudach A., Spitzer D., Schaffer H. Three-dimensional ultrasound in obstetrics and gynaecology: technique, possibilities and limitations. Hum Reprod 1994;9(9):1773-1778

[4] HADLOCK, F. P. et al. Am. J. Obstet. Roentgenol. Diagnosis. p. 138-649, 1982.

[5] Sun Microsystems Java 3D Engineering team. Java 3D API Tutorial. Disponível em http://developer.java.sun.com/developer/onlineTraining/java3d (setembro 2003).

[6] AMES, A. L., Nadeau, D.R., Moreland J. L. VRML 2.0 Sourcebook. 2nd ed. New York: John Wiley, 1997, p.654.

[7] Jeanty, P. Radiology. Diagnosis. p.147:602, 1983.

DEVELOPMENT OF A CONVERTER FROM BINARY TO EDF WITH APPLICATION IN INTRAOPERATIVE BIOELECTRICAL SIGNALS

M. C. Tavares*, V. T. Alves, C. M. Richter* and F. M. De Azevedo**

* Universidade Católica de Pelotas/Laboratório de Engenharia Biomédica, Pelotas, Brasil
** Universidade Federal de Santa Catarina/Instituto de Engenharia Biomédica, Florianópolis, Brasil

e-mail: mtavares@ieee.org

Abstract: The standardization of the bioelectrical databases format facilitates the information exchange among research centers. A well-accepted structure format should be easy to implement, allowing easiness on data extraction and keeping the information efficiently. Some current formats are limited in signal types supported and complex implementation. The EDF/EDF+ format incorporates the mentioned qualifications and is adequate for several types of signals. In this work we present a converter from binary to EDF/EDF+, written in C++ for Windows. Validation programs from the format developers were used, pointing success in the conversion of the intraoperative signal databank created by our laboratory.

***Key Words*: biomedical signals, databases, EDF**

Introduction

Databases with biomedical signals have great use in engineering, for development and test of programs, and also in scientific research. The standardization of the databases facilitates the information exchange, allowing the multiple use of the same data and causing several beneficial effects: increase in the scientific publications quality, better performance of the programs that implement signal analysis techniques and better evaluation of the effects of new drugs [1].

The advent of telemedicine has forced several equipments manufacturers to implement common protocols for information exchange. The need for that was reinforced with the popularization of the Internet [2]. The requirements for implantation of a biomedical database depend on the signals that will be supported, the desired resolution in the digital domain and the type of annotations, interpretations or diagnoses that are supposed to join the signals.

In the following we present some factors that should be evaluated to define if a particular data storage format is convenient for a given application [1, 3]:

a) types of supported data: given the available digital technology nowadays, most of the digitalized signals can be stored in 16-bit fields. Some types of data can be represented with 8-bit resolution. If a format supports 8-bit fields, this can result in a 50% space economy in disk. Eventually, some signals can demand a larger number of bits, even because the recent 24-bit A/D converters. So, it is interesting that a format can support long integers, with 32 bits. Eventually it will be necessary to represent signals in floating point, but this factor should be evaluated before the choice of the format;

b) types of annotations: it is common for a bank of bioelectrical signals to be accompanied of events demarcations, interpretations accomplished by specialists and final diagnoses (texts and characters in ASCII, association with date and time);

c) support to alarms: signals collected in Intensive Care Units and during anesthesia are usually accompanied by alarms that alert on adverse events occurrence. A format that intends to admit signals collected in those environments should support alarm registration associated to date/time and textual annotations;

d) capacity to join multimedia data: in several diagnosis exams and data survey exams in laboratory, it becomes necessary to register sounds and images together with bioelectric signals, associated with time [4];

e) support to multiple acquisition rates: in many applications, several acquisition channels present different sampling periods – this is the case in the intraoperative signals from LEB (Biomedical Engineering Lab, Catholic University of Pelotas, Brazil). A format that just admits one sampling rate for all of the channels would cause an increment in occupied space in disk, because all of the signals would have to be stored with the highest sampling rate;

f) capacity of data compression: in long duration signal collecting the compression is desirable to reduce the occupied space. However, the use of compression/decompression algorithms will increase complexity and computational effort;

g) popularity: formats used by restricted groups present larger risk of future extinction.

Thereby, in order to be well accepted, a format should be easy to implement, easy to research (i.e., to extract the interest data) and it should store efficiently the data in the sense of occupied space in disk.

Standardized formats

There are some popular formats, in use for several research centers. The first step in this work was to know their characteristics and limitations. The CEN/ENV

1064 – Standard communications protocol for computer-assisted electrocardiography, or SCP-ECG, was established in 1996 by the European Committee for Standardization. It is a specific format for ECG signals.

The format ASTM E1467 – Standard specification for Transferring Digital Neurophysiological Data Between Independent Computer Systems, was established by the American Society for Testing and Materials in 1994 [5]. Developed to contain neurophysiological data (EEG, EMG, evoked potentials - EP, polissonograms and correlates), it allows the insertion of vascular and intracranial pressure, gastrointestinal motility and others. The format foresees the storage of primary data (the signals) and derived data, such as latency measures in EP, spectral analysis and other quantitative/qualitative results. The implementation can be made in three different levels, depending on data complexity. Despite the availability of programs supporting the format and also the conversion from other formats, developed by Mayo Foundation, the ASTM E1467 is not widely used.

The format CEN-TC251/FEF. – File Exchange Format for Vital Signs was developed by CEN and TC251 Secretariat, in Stockholm. It supports all the types of data found in Intensive Care units, anesthetic procedures and clinical laboratories, mainly of neurology. A file FEF is divided in sections, each one containing an initial identifier that defines its type and size, followed by data. A demographic section contains the patient's data; a section called "healthcare provider" contains textual data concerning the institution and personal that accomplished the collection of the signals; other section contains information about equipments used. A multimedia optional section can contain links for sound and image files related with the bioelectrical signals. A structure called "session archive" contains the signals, events, and measures related to a specific time and alarm data. The types of collected signals, their units of measure, positions of electrodes and events are coded from a table before they are recorded. This table of codes was prepared jointly by CEN/TC251 and for the 1073 committee of IEEE. In spite of its inherent complexity, efforts are being made to increase the use to the standard FEF, including the availability of free programs.

The format EDF/EDF+ – European Data Format, was created in 1991 by a group of European engineers involved in the bioelectric signals acquisition [6]. The great benefit of this format is its simplicity. The format EDF demands little effort for implementation, and several research groups and equipment manufacturers, mainly in Europe, USA and Australia, have adopted it. A limitation of EDF consists on the need that the signals have to be uninterrupted (continuous). Kemp and Olivan presented, in 2002, a proposal for extension of the format EDF, called EDF+. The main motivation was to support the storage of discontinuous signals coming from EMG, electroneurography and EP. The format EDF+ accepts the inclusion of annotations and events associated to signals, and also annotations independent from signals. Considering the easiness of implementation in comparison with the other proposals, and the support to all necessary types of information, the EDF+ format was chosen for our task of converting a bank of binary intraoperative signals for standardized format.

VÄRRI *et al.* [1] consider that the above listed formats are the main ones in the moment and they should be considered in the specification of a new database. Among the formats with limited application, therefore no recommended, are mentioned the formats *DICOM Supplement 30 – Waveform Interchange*, the EBS (*Extensible Biosignal Format*), whose technical support was discontinued, and the SIGIF, developed in the University of Aveiro.

Materials and Methods

Chosen for implementation the format EDF/EDF+, its technical specification was studied. A data file in EDF format begins with a header record followed by data records. The header record presents variable size, and it identifies the patient and specifies the technical characteristics of the acquisition. The data records contain consecutive epochs from the polygraph registration, with fixed duration. The first 256 bytes of the header record contain the version number of this format, the identification of the patient and the acquisition, temporary information of the acquisition, the number of data registers of and the number of signals (ns) in each data record. Following, there is a group of sub-headers, with 256 bytes each one, associated to each existing signal in the database. Each sub-header identifies the kind of signal, amplitude calibration and number of samples in each data record. The sampling frequency of each signal can be derived from the duration of a data record and the number of samples. The format supports signals with different gains and sampling rates among them. The header record of an EDF file will have a total of 256 + (ns*256) bytes. Each data record should contain an integer number of seconds and the number of bytes should not exceed 61440. The digital maximum and minimum of each signal should specify the extreme values that will be able to happen within a data record, and they correspond to the extreme digital ends of the A/D converter. The physical signal maximum and minimum should correspond to the digital ends and have to be expressed in the physical unit of that signal. Through those four parameters it can be determined the offset and amplification of the signal. After the header record, each one of the following data records contain "duration" in seconds of "ns" signals, and each signal is represented by the number of samples specified in the header. Each sample is represented as an 2-byte complement of 2 integer. It is assumed in this format that the gains, electrode positions and filters parameters will stay fixed during the acquisition. VAN OF VELDE *et al*. [7] proposed a method to make possible the code of events in EDF format files.

The EDF+ format was created to make possible the registration of discontinuous signals. Signals registered with the same technique and the same adjustments of amplifiers and filters can be recorded in the same file.

An EDF+ file contains the same type of defined structure in the EDF standard, however additional specifications are possible. The only difference in the header record is in the reserved field of 44 characters. In the format EDF+ this field should contain the string " EDF+C" if the signal is continuous or the string "EDF+D" if the signal is discontinuous (EP, for example). In the EDF+ specification, a continuous signal is called a "ordinary signal" and it obeys the same rules of storage from EDF specification. The differences are in the fact that a data record can be unconditionally smaller than 1 second and subsequent data records don't need to form a continuous registration. A data record that follows in the time a previous one, should follow it in the same way in the file. Though, the interval of time between the last sample of one data record and the first sample of the subsequent data record can be different from the sampling interval of the signal. For example, when obtaining an EP with a certain number of stimuli, each data record can contain the EEG signal corresponding to one stimulus. In this case, the duration of each data record will correspond to the duration of the temporary window for EP acquisition. Besides the ordinary signals, a file EDF+ can contain another type of signal, in which the values are annotations associated to any instant of time.

Regarding to support the averaging or overlapping of signals, identical events or stimuli that happen periodically within a file (case of EP) should be codified with the same annotation. Notice that different stimuli or different events should use a different code to avoid confusion. Annotations that belong to a certain data record should be made inside that same registration. If it is necessary to describe events previous to the date/time of the data record, these should be registered first, soon after the date/time annotation.

In the EDF+ specification, two data records don't need to be necessarily contiguous, avoiding that each data record need to have its own time demarcation. This demarcation should be put in the first annotation of the first signal of the type "EDF Annotations": this annotation should be empty (without string), but it should contain the time elapsed (in seconds) since the moment in that the acquisition began until the end of that data record.

It is suggested that all the data collected in a session using the same parameters in a same acquisition system, not only signals, but also annotations, be recorded in the same EDF+ file. This way, it is assured the best synchronism between the several types of information. Data coming from different equipments, or data with changes in the adjustments, or data from a same patient but in different sessions, should be recorded in separate files. In this case, for the same patient, the identification data of the header record should be identical. The same is applied to files containing analysis of signals stored in EDF+. The authors' suggestion is that the analysis of the signals in an original file called R.EDF (where R is any string), be recorded in a file called RA.EDF, where A is also any string.

Some examples of application of the EDF+ format to electroneurophysiologic signals can be found in the Internet [8].

It was developed a converter program that admits as input the files generated by the RSI system developed by LEB and IEB [9] and it generates a corresponding file in format EDF/EDF+. The source code was written in C ANSI language under C++ Builder 3™ Professional, Build 3.70 from Borland. When executing the program, the user decides between creating a new EDF file or editing an existing file. Selecting new file, it will appear the window of general information for EDF, in which the user should fill out the data for the general header record. The fields "Number of Data Records" and "Duration of Data Records" are not edited. These parameters are calculated and filled out later by the own program, as function of the signals. The next step consists of filling out the sub-headers corresponding to the signals, through the successive forms that appear in the screen. When completing each form it will appear a dialogue window for the selection of the corresponding binary file. After receiving the information of the last channel, the program will calculate the number and the duration of the data records and it will record all the signals in the EDF exit file. Ended the recording, the user should press a button to "Record EDF Header", so that the calculated fields (by the program) are recorded in disk.

The signals included in the conversion of RSI signals are ECG, left EEG, right EEG, 60 Hz reference and EEG under stimulation. The initial information of the annotation file is included in the general header and in the headers of each signal in the EDF file.

Results

With the purpose of testing the conversion speed, the binary files from a volunteer were converted for an EDF that resulted in 62.6 MB in disk. The process, after the introduction of the headers, demanded 2 minutes and 4 seconds in a computer with a 500 MHz Pentium III processor. To test the validity of the EDF file generated by the converter program, an EDF verifier developed by Marco Roessen and called "Checker", was used. This program is run and the EDF file generated by the converter is read. Eventual divergences between the information of the file and the format definitions are signalized. As it can be seen in Figure 1, in the left inferior corner, the example-file perfectly follows the EDF format.

A second validity test consisted in visualizing the content of the generated EDF file. This was made with the aid of a visualizer called Polyman, developed by Bob Kemp and Marco Roessen. According to the authors, the current version for Windows contains bugs and it is still very rudimental, but it allows the visualization of the signals. This and other tools for EDF can be found in www.hsr.nl/edf/edf_sftw.htm (accessed July 02nd, 2003).

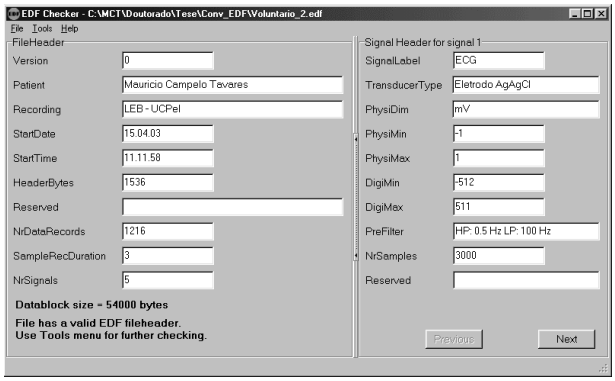


Figure 1: Verification of the example-file from a volunteer, in EDF format.

Figure 2 contains the visualization of part of the EDF file from the same volunteer. Notice that the ECG and the first two channels from EEG were submitted to previous adaptive filtering for removal of 60 Hz, 120 Hz and 180 Hz. The third channel from EEG is used for obtaining MLAEP and it was not filtered, once the averaging process reduces the mains interference. The last channel corresponds to the 60 Hz reference.



Figure 2: Visualization of the recorded signals in the EDF file generated by the developed program.

Discussion

In Figure 2, the difference in the "blink" position observed in left EEG and in EEG for MLAEP is due to the different adjustments in the low-pass and high-pass filters in both channels. After the preliminary testes described in the previous section, intraoperative signals data bank from LEB/IEB was fully converted to EDF. That data bank contains signals from 6 volunteers and from 7 colecistectomy patients, totalizing about 20 hours of ECG and EEG. The converter program results was analysed using the tools described early and showed the good performance of our implementation.

Conclusion

The developed program proved to be useful to convert bioelectric signals from binary to EDF. This conversion is necessary to facilitate data interchange between research laboratories. New efforts will be made to reduce the time of conversion, allowing saving data directly in EDF format during real time applications.

Acknowledgements

The authors acknowledge the Science and Technology Secretary from the Rio Grande do Sul state, for the financial contribution through the Grant 018/2001, and also to the doctor Dr. Fernando Antônio of Oliveira Costa for the support in the signals acquisition. Acknowledgements also to the professionals of the surgical block in the São Francisco de Paula University Hospital.

References

[1] VÄRRI A., KEMP B., PENZEL T. *et al*., "Standards for Biomedical Signal Databases", *IEEE Eng. in Med. and Biol. Mag.*, 20(**3**):33-37, 2001.

[2] LOVELL N.H., MAGRABI F., CELLER B.G. *et al*., "Web-Based Acquisition, Storage, and Retrieval of Biomedical Signals", *IEEE Eng. in Med. and Biol. Mag.*, 20(**3**):38-44, 2001.

[3] NELSON D.A., GAUNT S.L.L., BRONSON C.L. *et al*., "Database Design for an Archive of Animal Sounds. Acquisition of Biomedical Signals Databases", *IEEE Eng. in Med. and Biol. Mag.*, 20(**3**):76-80, 2001.

[4] PENZEL T., KESPER K., PAIVA T. *et al*., "The European Neurological Network database and Sleep Atlas", *IEEE Eng. in Med. and Bio. Mag.*, 20(**3**): 63-69, 2001.

[5] ASTM, Internet site address: http://www.astm.org acessed in July 2nd, 2003.

[6] KEMP B., VÄRRI A., ROSA A.C. *et al.,* "A simple format for exchange of digitized polygraphic recordings", *Electroenceph .& Clin. Neuroph.*, 82:391-393, 1992.

[7] VAN DE VELDE M., VAN DEN BERG-LENSSEN M.M.C., VAN BOXTEL G.J.M. *et al*., "Digital archival and exchange of events in a simple format for polygraphic recordings with application in event related potential studies", *Electroenceph. & Clin. Neuroph.*, 106:547-551, 1998.

[8] HSR, Internet site address: http://www.hsr.nl/edf/index.htm acessed in July 2nd, 2003.

[9] TAVARES M.C., COSTA F.A.O., DE AZEVEDO F.M., "Advances in the RSI Multiprocessor System for Intraoperative Bioelectrical Signal Registering", *Proc. The 2003 Int. Conf. on Math. and Eng. Tech. in Med. Biol. Sci.* (CD-ROM), Las Vegas, 2003.

COHERENCIA ENTRE LOS CAMBIOS DE LA AMPLITUD DEL PULSO FOTOPLETISMOGRÁFICO Y DE LA FRECUENCIA CARDIACA

ª Infante O, ª Lerma C, ª Sánchez-Torres G, ª Flores P, ª Martínez-Memije R, º Estañol B

ª Instituto Nal. de Cardiología Ignacio Chávez, Dpto. de Instrumentación Electromecánica
º Instituto Nal. de Ciencias Médicas y de la Nutrición S. Zubirán, Dpto. de Neurología y Psiquiatría,
Juan Badiano #1, Col. Sección XVI C.P. 14080, México D.F., MÉXICO

e-mail: infante@cardiologia.org.mx

Abstract: We present a system that, with the heart rate variability (HRV), analyzes also the changes in the photopletismographic pulse (FP), applying to healthy subjects in clinostatic and ortostatic position. The FP decrease in response to postural change and the HR behaved like it has been reported too. The spectral power of the FP showed bands of frequency comparable to those of the HRV. The coherence showed that the vagal band of the VFC was reflected well in the FP, surely for mechanical effect. The coherence of the HRV with the foot and with the summit of the FP it was poor in the low frequency, although very high among them, what would indicate that this band corresponds to the local control of the FP.

***Palabras clave*: Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca, Sistema Nervioso Autónomo, Flujo Sanguíneo de la Piel.**

Introducción

A últimas fechas, el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) ha incrementado su aceptación como un método incruento útil para ponderar el actuar de la actividad vagal y simpática sobre el corazón [1, 2], estimando con ello el estado del control autonómico de la función cardiaca, control este que por otro lado, también participa en la administración del flujo sanguíneo en la piel, aunque en este caso únicamente a través de su rama simpática [3]. El valorar simultáneamente la influencia del autonómico sobre los cambios en la frecuencia cardiaca y en el flujo sanguíneo de la piel, suponiéndolas variables interdependientes en condiciones normales, permitiría tener una mejor perspectiva de la intervención del sistema nervioso autónomo en el control de la función cardiovascular y de su fisiopatología. Aquí presentamos un sistema que, además de analizar la VFC, permite también el escrutinio de la variabilidad del flujo sanguíneo de la piel medido a través de los cambios en la amplitud del pulso fotopletismográfico (PFP) lo que, al capturarse simultáneamente al electrocardiograma (ECG), conduce a la obtención de los tacogramas de la frecuencia cardiaca conjuntamente con los cambios en el PFP latido a latido. Con esto, estimamos la coherencia espectral entre las variaciones en la amplitud del PFP y de la VFC, para así identificar las bandas de frecuencias que afectan paralelamente al control del flujo sanguíneo de la piel y al de la frecuencia cardiaca en sujetos aparentemente sanos.

Materiales y Métodos

Descripción del Equipo. Para la captura y análisis de las señales, en este estudio se utilizó una computadora personal (PC) Pentium II que, conectada al bus PCI, cuenta con una tarjeta para convertir las señales analógicas a digitales (PCI-6023E de National Instruments, 8 canales a 12 bits) y capturar así en la PC el PFP y el electrocardiograma (ECG) en DII, ambos ajustados analógicamente a un ancho de banda de 0.5 a 45 Hz (filtro "antialiasing") y a una amplificación por 500 [4] en el caso del ECG y por 890 en el del pulso fotopletismográfico [5].

EL PFP se obtiene de la luz reflejada por la piel iluminada con dos diodos emisores de luz (LEDs): uno rojo centrado a 665 nm y otro infrarrojo centrado a 940 nm (se utilizan dos LEDs a fin de atenuar los efectos de las diferencias de absorción entre la hemoglobina oxigenada y la desoxigenada), mientras que la luz reflejada se recoge en un fototransistor.

La programación, elaborada en LabVIEW 5.0, permite la presentación y almacenamiento de los datos conforme se capturan a 250 muestras por segundo, para de aquí medir automáticamente y fuera de línea los intervalos entre las ondas R del ECG (RR, en milisegundos o ms) y el valor en el pie (pP, en volts del convertidor o ua) y en la cima (cP, en ua) del pulso fotopletismográfico, ambos ubicados (al igual que la onda R del ECG) con rutinas que adaptan a este ambiente los algoritmos reportados previamente [5, 6]. El medir los intervalo RR y la amplitud del pP y de la cP latido a latido, permite generar las series de tiempo (tacogramas) de estos eventos (figura 1), previa evaluación visual de la pertinencia de las identificaciones realizadas automáticamente.

Toma de Registros. En 5 individuos aparentemente sanos que dieron su consentimiento informado, se registró por 6 minutos el ECG y el PFP del dedo índice

de la mano izquierda, colocándose al sujeto como para el registro 10 minutos antes del inicio de la captura de las señales, la que se realizó con el individuo primero en posición clinostática (clino) y luego poniéndose el sujeto de pie (orto) por si mismo para incrementar con ello el balance simpato-vagal [7]. Todo el estudio se efectuó por la mañana y en un ambiente tranquilo.

Análisis de Datos. En cada registro se verificó visualmente la fidelidad de las detecciones automáticas, eliminándose manualmente las arritmias y los artefactos de cada tacograma y sustituyéndolos mediante interpolación lineal, utilizándose finalmente para el estudio los cinco minutos continuos de mejor calidad (tanto en el ECG como en el fotopletismograma) de los seis capturados en cada posición (clino y orto).

A cada serie de tiempo se le calculó el promedio y la desviación estándar y se estimó la significancia estadística de las diferencias entre estos valores en clino y orto mediante una prueba de t de Student pareada, considerada significativa si $p<0.05$.

Para el análisis en frecuencia se obtuvieron los espectros de potencia de cada serie de tiempo (RR, cP y pP) mediante la Transformada Rápida de Fourier, así como la coherencia espectral del RR con el pP y la cP, y la de estas últimas variables entre sí, todo ello tanto en clino como en orto. Se tomó como significativa un valor de coherencia de más de 0.5.

Resultados

Todas las series de datos (una del RR, otra del pP y otra de la cP por caso y por posición, 30 en total) fueron aceptables luego de la verificación visual de las detecciones, eliminándose menos de 4 artefactos (menos del 1% del tacograma) en 3 de los 30 tacogramas. Un ejemplo de las series de tiempo obtenidas, tanto en clino como en orto, se muestra en la figura 1.

Como se observa en el ejemplo de los tacogramas de la figura 1, al cambiar la posición de clino a orto, como era de esperarse, en general hubo un decremento del intervalo RR (0.901±0.018 seg. en clino contra 0.749±0.017 seg. en orto, $p<0.001$, datos en media±desviación estándar para todos los casos) así como en la amplitud de los pulsos, tomados estos como la diferencia entre el valor en la cP menos el correspondiente en el pP (0.727±0.041 ua en clino contra 0.261±0.027 ua en orto, $p<0.001$) lo que corresponde a un decaimiento en el pulso de 63±3.34 %, esto último como consecuencia de la vasoconstricción atribuible al incremento de la actividad simpática al ponerse el sujeto de pie [7].

Respecto al análisis espectral de la VFC (figura 2), los espectros de potencia del RR presentaron las características ya conocidas para las bandas de muy baja (VLF, 0.003 a 0.04 Hz, atribuible generalmente al control térmico y hormonal), baja (LF, 0.04 a 0.15 Hz, principalmente simpática) y alta frecuencia (HF, 0.15 a 0.4 Hz, predominantemente vagal) en casos normales [1, 2], con los cambios correspondiente ante el reto ortostático, esto es: disminución de la banda HF e incremento de la LF, como puede apreciarse en la figura 2 y en la tabla 1.

Referente a los espectros de las amplitudes del pP y de la cP latido a latido, se aprecia en ellos que, al igual que en la VFC, también pudieran asignarse bandas VLF, LF y HF a los espectros de potencia de estas variables. Al contrastarlos, la coherencia del RR con el pP es muy buena en las frecuencias altas (aceptadas generalmente como vagales o respiratorias en el análisis de la VFC) aunque al ponerse de pie, en esta banda disminuye la coherencia, pero aumenta en la región correspondiente a las frecuencias bajas. Respecto a la cP con el RR, se aprecia un pico en la función de coherencia en las bajas frecuencias (relacionada como ya se dijo a la actividad simpática) el que aunque presente, es menor en ortostatismo. Al compararse los espectros del pP con la cP, la coherencia indicó una buena relación entre ellos en la baja y muy baja frecuencia, que como se dijo antes, en la VFC se atribuye generalmente al control hormonal y térmico.

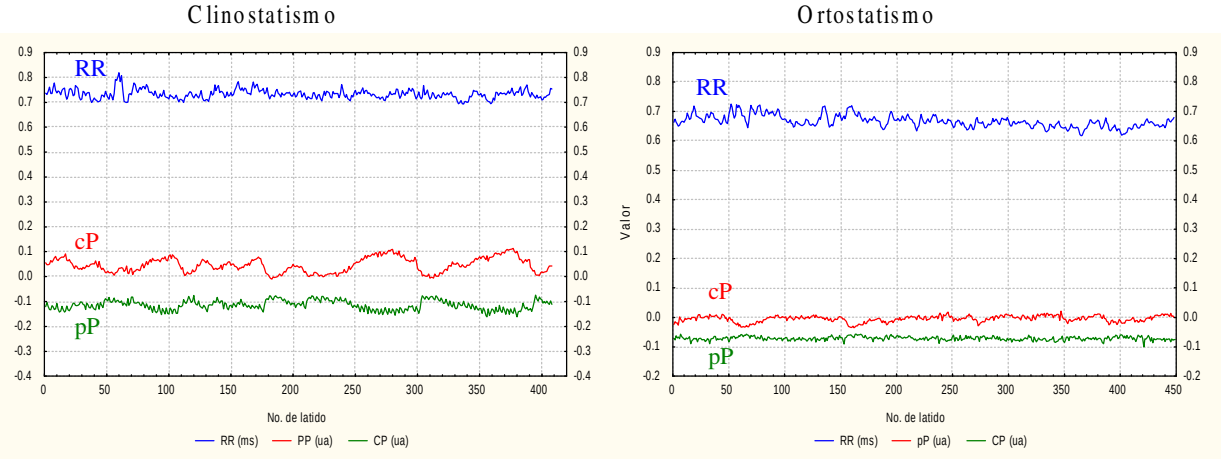


Figura 1.Cambios latido a latido de los intervalos R-R (en segundos) y de la amplitud del pie (pP) y de la cima (cP) del pulso fotopletismográfico, (ambos en voltios en el c a/d o ua) en uno de los voluntarios.

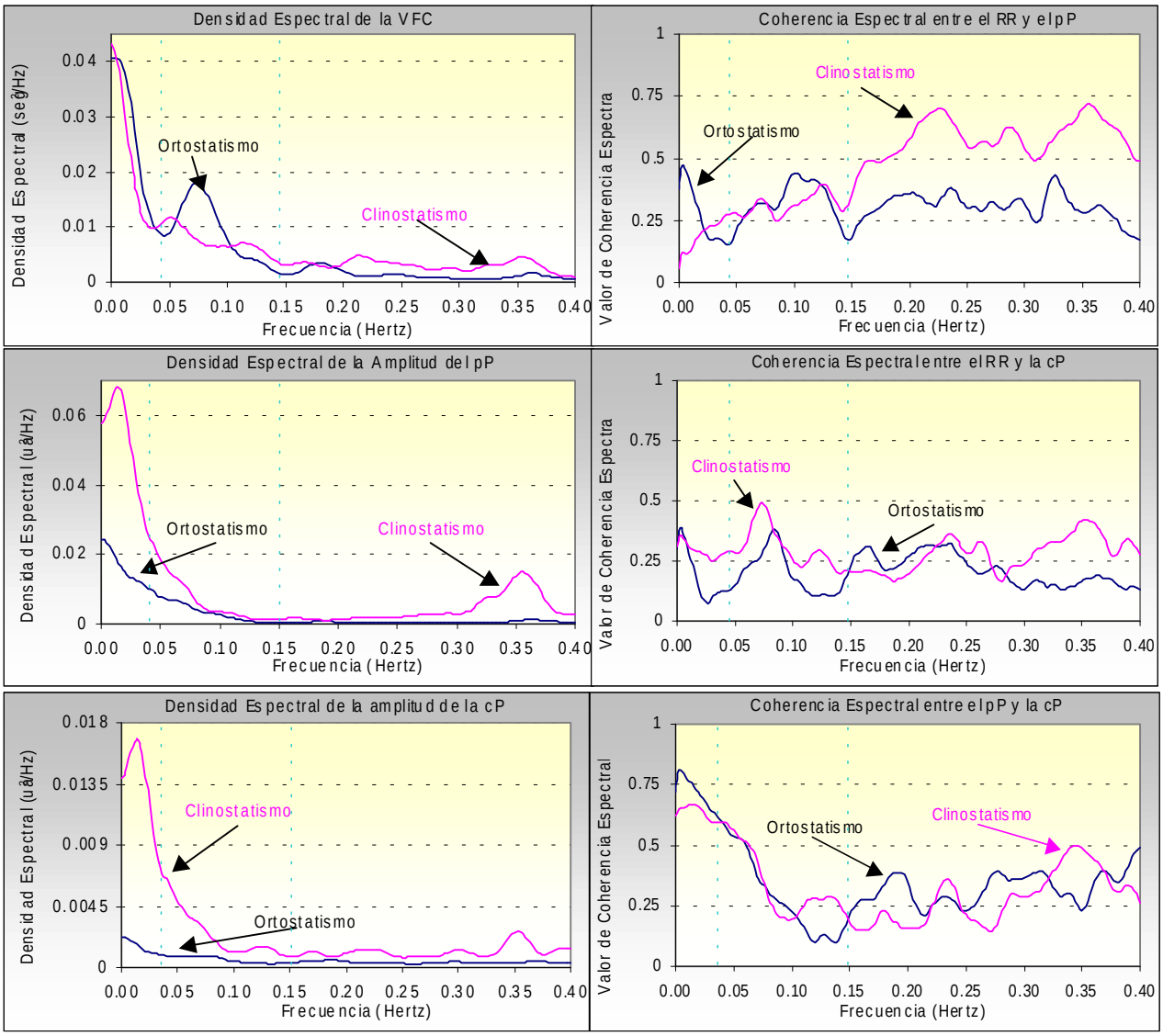


Figura 2. Espectros de potencia (promedio de todos los casos) de los intervalos RR y de la amplitud en el pie (pP) y en la cima (cP) del pulso fotopletismográfico, mientras que a la derecha se muestra la coherencia espectral de estos últimos con el RR y entre sí. Las líneas punteadas verticales delimitan en cada caso las secciones correspondientes a la muy baja (0.003 a 0.04 Hz), baja (0.04 a 0.15 Hz) y alta frecuencia (0.15 a 0.4 Hz).

Tabla 1: Promedios de los valores espectrales.

	CLINOSTATISMO			ORTOSTATISMO		
	RR	pP	cP	RR	pP	cP
Total	0.762	1.214	0.324	0.729	0.377	0.066
VLF	0.293	0.677	0.162	0.345	0.215	0.019
LF	0.015	0.024	0.007	0.011	0.010	0.001
HF	0.005	0.004	0.002	0.002	0.001	0.0006
LF/HF	3.17	6.32	3.07	4.81	8.88	1.84

Respecto a los valores del análisis en frecuencias, plasmados en la tabla 1, cuando el sujeto pasó de clino a ortostatismo, la potencia espectral total, la de la banda LF y la de la HF, decayeron tanto en el RR como en la cP y el pP (cosa que también se aprecia en la figura 2, en donde la potencia total por ejemplo estaría dada por el área bajo la curva), mientras que la VLF aumentó para el RR y disminuyó para el pP y la cP. En la misma tabla 1 también se aprecia que el balance simpato-vagal (LF/HF) se incrementa en el RR como era de esperarse al ponerse de pie el sujeto, al igual que como sucedió para el pP, pero decae para la cP ante la misma maniobra.

Discusión

El que luego de la inspección visual sólo fuera necesario eliminar menos de cuatro artefactos (menos del 1% del tacograma) en 3 de las 30 series de tiempo,

hace confiar en los algoritmos de detección (esto reforzado por los espectros del RR, los que reproducen en este estudio lo que ya se conoce respecto a la respuesta de la frecuencia cardiaca ante el cambio postural clino a orto en sujetos normales), aunque el que haya estos errores para casos normales plantea también la necesidad de mejorarlos.

El haber reproducido en este estudio lo que ya se conoce respecto a la respuesta de la frecuencia cardiaca ante el reto orotostático, hace confiar por un lado en el instrumento aquí descrito, pero sobre todo en que la maniobra ha sido efectiva en los sujetos estudiados, lo que también se ve reflejado en la encontrada disminución de la amplitud del PFP, atribuible a la vasocontricción debida al incremento en la actividad simpática en respuesta al cambio de clino a orto. De aquí que las respuestas que se aprecian en el pP y la cP ante el cambio de postura, podrán también relacionare con el cambio en la actividad simpática y parasimpática identificable en el análisis de la VFC. Así, el que en los espectros del pP y de la cP descritos aquí también puedan asignarse bandas VLF (relacionado con el control hormonal y térmico y con el sistema renina-angiotensina en la VFC [1]), LF (simpática en la VFC) y HF (vagal o respiratoria en la VFC) concuerda con los mecanismos postulados para el control del flujo sanguíneo de la piel [8, 9]. De este modo, dado que la coherencia espectral del la VFC con el pP es muy buena en las frecuencias altas, esto indicaría que la amplitud del pie (diástole) del pulso estaría también bajo influencia respiratorio como corresponde en la VFC, pero aquí podría ser mas bien por factores mecánicos dado que los vasos sanguíneos no cuentan con inervación parasimpática. Por otro lado, aunque en general está reducida, el pico encontrado en la función de coherencia entre el RR y la cP en la región correspondiente a las bajas frecuencias, indica que aquí la contribución del simpático al control del máximo del PFP (sístole) es más importante que otros factores que también incidan en esta variable.

La alta coherencia encontrada entre la cP y el pP en las muy bajas frecuencias, pero con una muy reducida coherencia de la cP y el pP con la VFC en estas mismas bandas y el que estos aspectos no cambian ante el reto ortostático, indican que en estas frecuencias el control ha de ser meramente local .y en efecto, como en la VFC, aquí se refleje también la administración del flujo sanguíneo para controlar la temperatura por ejemplo.

Conclusiones

Los resultados aquí presentados hacen pensar que este tipo de estudio puede tener importancia clínica al permitir una visión más integral del control de la función cardiovascular, bajo una metodología simple y de bajo costo, aunque habrán de hacerse más estudios para aclarar el carácter posiblemente complementario del enfoque que aquí se presenta respecto a los otros regularmente utilizados para este tipo de estudios. Las características encontradas en la variabilidad del pP y de la cP están relacionadas con las reportadas para la presión sanguínea y con la coherencia entre el espectro de frecuencias para la VFC y la tensión arterial [10].

Referencias

[1] TASK FORCE OF THE ESC AND THE NASPE., "Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use", *Circulation* 93: 1043-1065, 1996.

[2] PERSSON P.B., "Modulation of cardiovascular control mechanisms and their interaction", *Physiol Rev* 76: 193-244, 1996.

[3] BERNARDI L., et all., "Synchronous and baroceptor-sensitive oscillations in skin microcirculation: evidence for central autonomic control", *Am J. Physiol* 273: 1867-1878, 1997.

[4] LERMA C., INFANTE O., JOSÉ M., "Sistema de análisis de la VFC", *Electro* 22: 63-67, 2000

[5] INFANTE O., SÁNCHEZ-TORRES G., MARTÍNEZ-MEMIJE R., FLORES P., SÁNCHEZ-MIRANDA G., "Sistema para la medición no invasiva de la velocidad del pulso arterial en diferentes territorios vasculares", *Arch Inst Cardiol Mex*, 69: 330-337, 1999.

[6] INFANTE O., VALENZULA F., POLO S., "Algoritmo que utiliza la segunda derivada para identificar el complejo QRS en tiempo real", *Rev Mex Ing Bioméd* 13: 23-32, 1992.

[7] PARATI G., DIRIENZO M., MANCIA G., "How to measure baroreflex sensitivity", *J Hypertens* 18: 7-19, 2000.

[8] BERNARDI L., HAYOZ D., WENZEL R., PASSINO C., CALCIATI A., WEBER R., NOLL G., "Synchronous and baroceptor-sensitive oscillations in skin microcirculation: evidence for central autonomic control", *Am J Physiol* 273: H1867-H1878, 1997.

[9] MUNDO S., ESTAÑOL B., TÉLLEZ J.F., PLASCENCIA A., CORONA V., INFANTE O., GARCÍA-RAMOS G., "Respuesta del flujo sanguíneo de la piel con diferentes maniobras respiratorias en sujetos sanos", *Arch Cardiol Mex* 72: 115-124, 20002.

[10] M. PAGANI, F. LOMBARDI, S. GUZZETTI, et al., "Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog", *Circulation Research* 59: 178-193, 1986.

SISTEMA PARA LA MEDICIÓN DE LAS VARIACIONES DEL VOLUMEN FOTOPLETISMOGRAFICO, DURANTE Y POSTERIOR A LA COMPRESIÓN ARTERIAL

S. Cortés T., O. Infante V., P. Flores Ch., *Pedro A. Reyes L.

Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez Depto. de Instrumentación, *Dirección de Investigación, México D.F./ México.

scortes@cardiologia.org.mx, infante@cardiologia.org.mx,

Abstract: The changes observed in the photopletismographic pulse (PP) after the compression, reflect alterations in the circulatory system. So, the PP amplitude reflects the changes in the arterial resistance and the PP retards is related with elasticity (E), both described by the Windkessel model. To quantify the arterial E indirectly, the impulse response method was used, evaluated by PP. So, an arm it was compressed quickly with a pressure cuff and decompressed rapidly. The test was make in 5 assymptomatic subjects in clinostatic and ortostatic position, being obtained a volume change of exponential form and the time constant of the system was calculated (τ). The tao decreased with the E change associated to the postural change. This method will allow evaluate the arterial compliance.

Palabras Clave: Volumen pletismográfico, modelo de Windkessel, compliance.

Introducción

La fotopletismografía mide los cambios de volumen de sangre en un vaso[1]. Durante un estudio de la toma de presión mediante el retardo del pulso distal[2] se observaron alteraciones en la señal de pulso que se presentaban durante y después de la compresión. Estas fueron: un retrazo en el pulso fotopletismográfico (FP), con respecto a la señal de oscilometría, además de un cambio en la amplitud de la onda del pulso. Estos cambios indicaban alteraciones que podrían afectar en cierto grado las mediciones tomadas, cambios que nos interesaba evaluar.

Los cambios observados en la amplitud de la onda del pulso fotopletismográfico se podían deber a un decremento o incremento en el diámetro del conjunto de arterias y venas del dedo índice, donde se coloca el dedal fotopletismográfico, en respuesta a la compresión en el brazo durante la toma de presión, lo que debe reflejarse en un decremento o incremento del volumen total, en este caso del dedo índice. Estos cambios, podrían obedecer al modelo de Windkessel de 2 elementos[3, 4], modelo que describe el sistema circulatorio como un circuito eléctrico RC (Figura 1), el que queda descrito bajo una función matemática dada como:

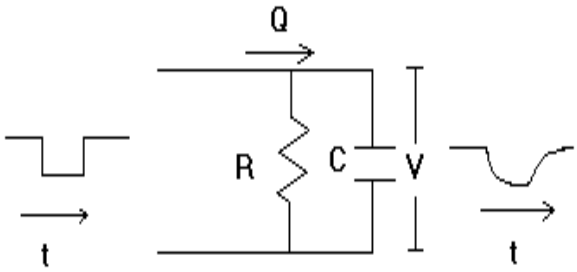


Figura 1: Modelo de Windkessel de 2 elementos

$$V(t) = V_o\,(1-e^{-t/\tau})$$
$$\tau = RC$$

Donde:
V = volumen (en unidades arbitrarias u.a)
Vo = volumen inicial (u.a.)
Q = flujo (u.a./s.)
R = resistencia arterial (mmHg/u.a./s)
C = compliance ó distensibilidad (u.a./mmhg)
τ = constante de tiempo RC (s).

Para poder cuantificar τ, que es el tiempo de respuesta del sistema circulatorio en la ecución, es necesario ver los cambios de volumen, durante y posterior a la compresión arterial; para observar estos cambios, en principio se debe adecuar el circuito del FP para observar los cambios en la basal, mientras el llenado y el vaciado del brazal debe ser lo más rápido posible, para efectuar la simulación de un pulso cuadrado, que permitirá obtener la respuesta a un pulso cuadrado, metodología empleada para obtener la función de transferencia de un sistema[5].

Materiales y Métodos

Para poder observar y cuantificar los pulsos fotopletismográficos y los cambios de volumen, se conectó un dedal FP simultáneamente a un canal ajustado a un ancho de banda de 0.5 a 45 Hz como canal de monitoreo del foto pulso, y a un segundo canal para observar los cambios del volumen y la tendencia de éste, para lo cual se eliminó el filtro pasa alta de 0.5 Hz; quedando un ancho de banda corriente directa (CD) – 45 Hz (Figura 2). Las señales resultantes de este último

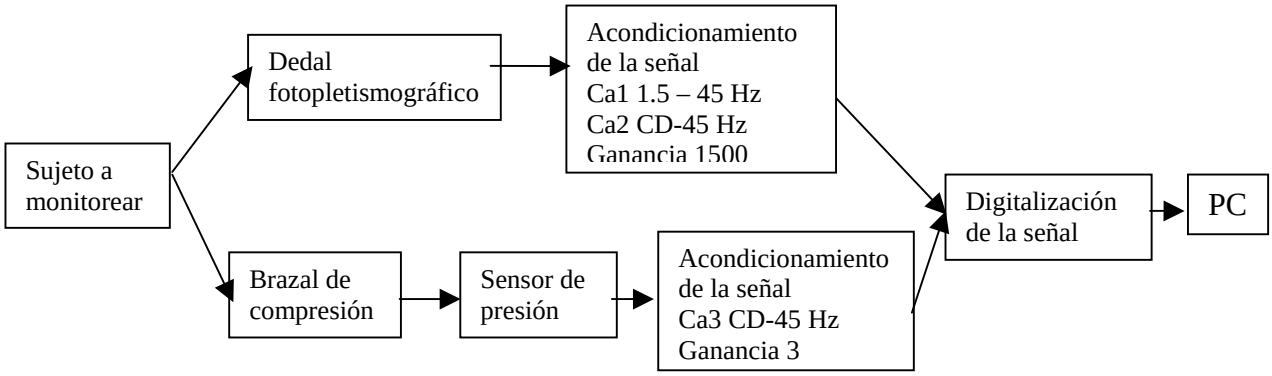


Figura 2: Diagrama a bloque del sistema

canal se analizaron fuera de línea para obtener la constante de tiempo del sistema (τ).

Para el vaciado del brazal se desarrolló una válvula de alivio que permite que con un movimiento simple el brazal se vacíe rápidamente. La válvula está constituida por 2 partes: Un cilindro con un diámetro interior de 1.5 cm con una profundidad de 1.0 cm y un émbolo de 1.5 cm de diámetro y de una longitud de 10.0 cm, el que es extraído manualmente, para permitir el paso del aire, como se observa en la Figura 3.

Las características finales del sistema son:

- El dedal fotopletismográfico se conectó a 2 canales; el primer canal tiene filtros pasa banda con un ancho de banda de 0.5 –45 Hz y una ganancia de 1500. El segundo canal sólo cuenta con el filtro pasa bajas con una frecuencia de corte a 45 Hz (Figura 2).
- Se tiene un tercer canal para la medición de presión, con un sensor MPX 5050GP de un rango de 50 kpas.[6] Se acondicionó la señal con un filtro pasa banda de CD – 45 Hz y una ganancia de 3, (Figura 2). El brazal de compresión tiene una válvula de alivio, para un rápida descompresión (Figura 3)

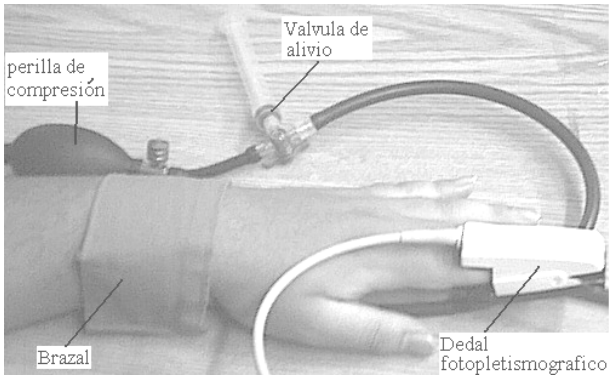


Figura 3: Colocación del brazal y dedal pletismográfico para la prueba

El sistema de digitalización, es una tarjeta con 8 canales de conversión, cada uno de 10 bits de resolución en amplitud y 30 μs de tiempo de conversión por canal, como máximo[2]. Para esta aplicación se utilizó un tiempo de conversión de 3 ms.

Las pruebas se realizaron con 5 sujetos, asintomáticos de 22 – 48 años de edad.

Protocolo: Se **c**oloca un brazal de compresión en la muñeca, y el dedal fotopletismográfico en el dedo índice de la misma mano (Figura 3); se coloca al sujeto en posición de clinostatismo (acostado), colocando el brazo a nivel del corazón, se realiza una pausa de 10 minutos para la estabilización del sujeto y se inicia el monitoreo. A los 10 segundos de inicio de la captura de datos, se comprime rápidamente el brazal hasta 300 mmHg para un estrangulamiento de la circulación, esta compresión se mantiene por 20 segundos capturando la señal, y se hace la descompresión abriendo la válvula de alivio manteniendo la captura de datos. Después se colocó al sujeto en posición ortostática (de pie), con el brazo en un soporte para mantenerlo a nivel del corazón y después de 10 minutos de estabilización del sujeto, se repite el proceso antes mencionado.

Posteriormente a la toma del registro fuera de línea se realizaron los siguientes pasos con la señal del volumen: 1) se eliminaron los pulsos de la señal del volumen mediante un promedio móvil de 300 puntos, 2) se calculó el logaritmo natural del tiempo y del volumen de la señal así procesada, 3) se toman de aquí los segmentos de caída y recuperación del volumen para su graficación; los segmentos por analizar iniciaban con la compresión por un lado y con la descompresión del brazal por otro, ambos finalizaban cuando la razón de cambio tienda a cero y 4)se calcula la ecuación de la recta, para obtener la pendiente de estos segmentos a través de mínimos cuadrados y se calculó también el coeficiente de regresión (R) y el de determinación (R^2).

Resultados

De los datos obtenidos se observa una disminución del volumen fotopletismográfico durante la compresión, estos cambios se observaron bajo una aparente tendencia exponencial, durante los 20 segundos de compresión (Figura 4). Al abrir la válvula de alivio, se observó de igual manera un aumento del volumen en forma exponencial, y un aumento en la tendencia de la basal, al estabilizarse el volumen, como se aprecia en la Figura 4.

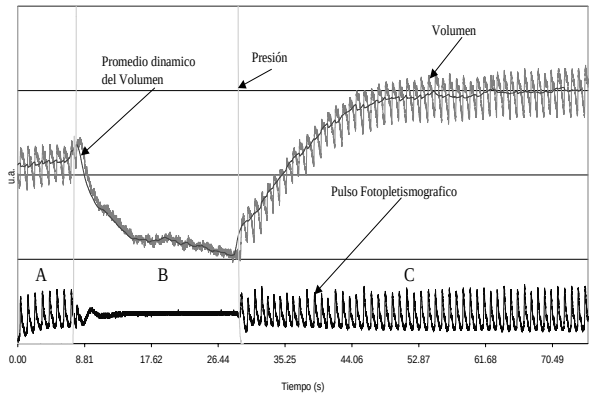


Figura 4: Grafica general de comportamiento: A) Intervalo precomprensión, B)Intervalo decompresión, C) intervalo poscompresión

Con las observaciones hechas anteriormente, de la gráfica de volumen en la que se realizó la promediación dinámica se calculó para la curva de caída y de la recuperación el logaritmo natural, tanto del tiempo como del volumen, para posteriormente obtener a través de mínimos cuadrados la ecuación de la recta que mejor se ajuste a los datos adquiridos, donde la pendiente de la recta representa la inversa de τ, en el que τ_d es la constante RC durante la compresión, y τ_{rec} es la constante RC poscompresión o recuperación.

Se cuantificaron de la señal del volumen los siguientes parámetros: Volumen inicial = V_i, Volumen de compresión = V_d, Volumen poscompresión = V_f, tanto en clinostatismo como en ortostatismo.

Al calcularse el coeficiente de determinación (R^2), se observa un valor con alta correspondencia, tanto en el segmento de compresión (Figura 5), como en el de recuperación (Figura 6).

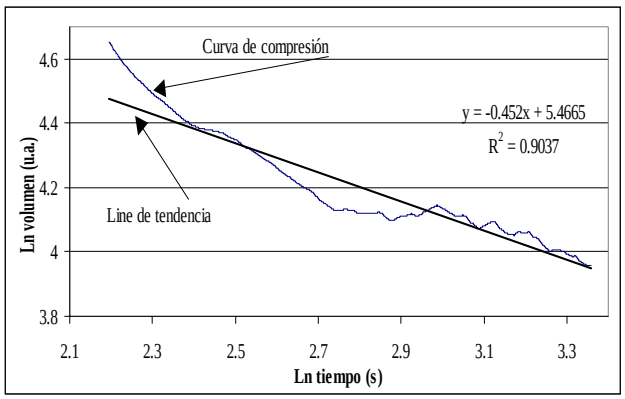


Figura 5: Curva de descompresión en clinostatismo

Se compararon las τ de los diferentes sujetos tanto en clinostatismo (Tabla 1), como en ortostátismo (Tabla 2) donde observa una tendencia a reducir el tiempo de respuesta (τ) entre clinostatismo y ortostatismo como se aprecia en la Figura 7.

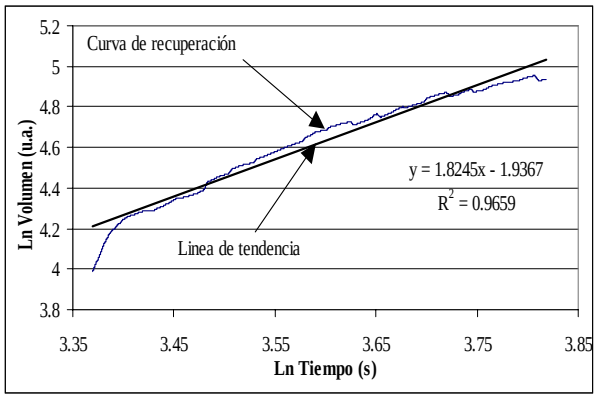


Figura 6: Curva de poscompresión o recuperación.

Discusiones

Los resultados que se obtuvieron, mostraron la respuesta esperada conforme al modelo de Windkessel de dos elementos, con una respuesta exponencial, durante y posterior a la compresión como se desprende de los altos coeficientes de determinación. Además hubo un leve aumento del volumen posterior a la compresión en algunos casos, este efecto observado nos indica la necesidad de aumentar el tiempo de estudio tanto durante la compresión como en la descompresión, lo que nos permitirá medir el tiempo de duración de este efecto. Otro de los motivos para aumentar el tiempo del estudio, es que en algunos casos durante los 20 s que dura la compresión no llega a estabilizarse totalmente el volumen (Figura 4).

Tabla 1: Resultados Volumen y τ (clinostatismo)

		Clinostatismo						
		Precomp.	Compresión			Poscompresión		
Sujeto	Edad	V_i	V_d	τ_d	R^2	V_f	τ_{rec}	R^2
1	22	-6.18	-115.13	-1.133	0.97	-13.57	0.415	0.86
2	22	-4.62	-38.86	-3.003	0.95	5.52	2.278	0.92
3	22	7.98	-41.96	-2.212	0.90	48.01	0.548	0.97
4	45	13.24	-128.00	-4.533	0.96	-5.07	2.140	0.84
5	48	3.32	-31.06	-2.958	0.88	46.70	1.203	0.98

Tabla 2: Resultados Volumen y τ (ortostatismo)

		Ortotatismo						
		Precomp.	Compresión			Poscompresión		
Sujeto	Edad	V_i	V_d	τ_d	R^2	V_f	t_{rec}	R^2
1	22	6.15	-255.91	-0.567	0.95	6.67	0.037	0.94
2	22	-6.57	-78.19	-0.662	0.98	5.81	0.572	0.89
3	22	-1.25	-128.08	-0.632	0.99	-43.84	0.365	0.80
4	45	-9.46	-29.49	-3.008	0.99	-18.19	0.574	0.73
5	48	8.29	-63.04	-0.820	0.99	99.86	0.783	0.84

Cabe destacar un resultado inesperado, en todos los casos la constante τ fue mayor en posición de clinostatismo, resultado contrario a lo esperado ya que en clinostatismo hay un proceso de vasodilatación[7, 8], lo que reduce la resistencia arterial y por consiguiente la

τ debería ser menor en clinostatismo; el que la τ se reduzca al pasar de clinostatismo a ortostatismo indica que la compliance reduce en un orden mucho mayor de lo que se aumenta la resistencia arterial.

En los niveles de los volúmenes no se encontró relación, esto puede deberse a la corta duración de la prueba, y como se mencionó anteriormente el volumen de compresión V_d no llegaba a una estabilización.

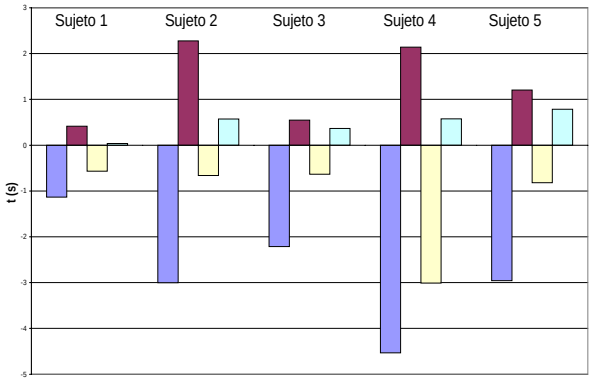


Figura 7: Respuesta en el tiempo del volumen (en posición clinostatismo = τ_d, = τ_{rec}) (en posición ortostatismos = τ_d, = τ_{rec})

Conclusiones

El sistema aquí propuesto mide la respuesta del sistema circulatorio a la compresión, esto permite ver en forma indirecta los cambios de diámetro de los vasos y su compliance. De los resultados se confirma que el modelo de Windkessel describe el comportamiento del sistema circulatorio periférico, bajo esta maniobra.

El tiempo del registró no permite observar ni cuantificar la duración de los efectos ocasionados por la compresión del brazal, por lo que se tendrá que ampliar el tiempo de registro en futuro protocolo, así como evaluar la influencia de la reactividad vascular y su relación con los cambios aquí descritos.

Referencias

[1] Enciclopedia medica, sitio en internet http://www.nlm.nih.gov/spanish/ency/article/00377.htm , visitado en 10 / 05 / 2004.

[2] **O**. **I**NFANTE-**V**ÁZQUEZ, **G**. **S**ÁNCHEZ-**T**ORRES, **R**. **M**ARTÍNEZ-**M**EMIJE, **G**. **P**ASTELÍN-**H**ERNÁNDEZ **M**. **S**ÁNCHEZ-**M**IRANDA.,"Medición de la presión arterial utilizando el retardo en el pulso distal",Revista Brasileira de Engenharia, 13(3) pp. 81-91, 1997.

[3] **F**RANCIS **L**. **A**BEL, **E**RNEST **P**. **M**C **C**UTCHEON, "Cardiovascular Funtion, Principles and application" Brown and Company pp. 233,1979.

[4] **L**INDA **S**. **C**OSTANZO, "Fisiología",Ma. Graw-Hill Interamericana, pp. 113-118,1999.

[5] **M**ICHAEL **C**. **K**. **K**HOO, "Physiologia control systems", IEEE Press Series on Biomedical Engineering Metin Akay, pp. 71-81, 2000.

[6] Motorola sensor, sitio en internet: http://www.motorola.com/files/sensors/doc/data_sheet/ MPX5050.pdf., visitado en 12 / 05 / 2004.

[7] **A**. **R**ADAELLI, **L**. **B**ERNARDI, **F**. **V**ALL, **S**. **L**EUZZI,F. **S**ALVUCCI,L. **P**EDROTTI, **E**. **M**ARCHESI, **G**. **F**INARDI, **P**. **S**LEIGHT, "Cardiovascular autonomic Modulation in Essential hypertension", Hypertension. 24(5): pp. 556-63,November 1994.

[8] **W**ILLIAN **H**. **C**OOKE, **J**EFFREY **B**. **H**OAG, **A**LEXANDRA **A**. **C**ROSSMAN, **T**OM **A**. **K**UUSELA, **K**ARI **U**. **O**. **T**AHVANAINEN, **D**WAIN **L**. **E**CKBERG. "Human responses to upright tilt: a windows on central autonomic integration", Journal of Physiology 517.2, pp. 617-28, 1999.

PRESOPULSOMETRÍA INTRABRAZAL: UN MÉTODO INCRUENTO DE MEDICIÓN CONTINUA DE LA PRESIÓN DEL PULSO

G. Sánchez–Torres, O. V. Infante, R. M. Martínez, P. Ch. Flores
Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez, Departamento de Instrumentación,
México D.F., C.P. 14080

e-mail: gsancheztorres@yahoo.com.mx

Abstract: Blood pressure was taken in 35 times by means of a tretraendoscopic cuff and a sphygmoquineto–cardiograph designed by us, to measure the appearance (measured systolic pressure, MSP) and the disappearance (measured diastolic pressure, MDP) of the pre vs post transcompresive intra cuff delay of the humeral pulse. Pulse pressure (PP) is MSD–MDP. At the same time we register the contralateral humeral pulse. The amplitude (cm) of the precompresive pulse at the MDO point was transfer to the manometric scale (mmHg) and was matched to amplitude of the contralateral humeral pulse. This datum was taken as a calculated PP (CPP). The MPP and CPP were 79±23 vs 81±7.8, not significant. The method may measure blood pressure continuously.

Palabras clave: **presión pulso, brazal tetraendoscópico, esfigmomanometría**

Introducción

Observaciones realizadas en los últimos 2 decenios han determinado que la presión del pulso (PP) es un factor de riesgo de las enfermedades cardiovasculares, incluso más trascendente que las presiones sistólica (PAS) y diastólica (PAD) ya que aprecia mejor el barotrauma circulatorio que lesiona la pared arterial en los procesos hipertensivos. Este efecto es mas notable en la isquemia coronaria, lo que está en relación a la combinación de un nivel de presión media alto con incremento de la PAS y con una disminución de la PAD, lo que aumenta el trabajo del corazón y decrementa la perfusión cardiaca, la cual se realiza fundamentalmente durante la diástole, situación que altera el equilibrio de la circulación coronaria.

En la practica la presión del pulso (PP) se determina indirectamente mediante esfigmomanometría auscultatoria: (PAS-PAD=PP); no encontramos en la literatura métodos de medición directa e incruenta de este parámetro. Si bien la PAS apreciada por auscultación correlaciona más o menos aceptablemente con la presión intrarterial, la valoración de la presión diastólica no es exacta [1], lo que introduce una limitación en la determinación de la presión del pulso.

La esfigmomanometría intrabrazal tetraendoscópica es un método de medición de la PAD [2] más exacto que la de tipo auscultatoria. En pocas palabras: el procedimiento detecta el retardo del pulso que ocurre intrabrazalmene al comprimir la parte media de la arteria humeral y vasos aledaños, y que es recogido mediante el registro simultáneo de los pulsos pre–compresivos (PpreC) y postcompresivos (PpostC) mediante un sistema diseñado por nosotros. El método mide con exactitud tanto la PAS como la PAD e indirectamente la PP y tiene una muy buena correlación con la medición de la presión intrarterial [3] (Figura 1).

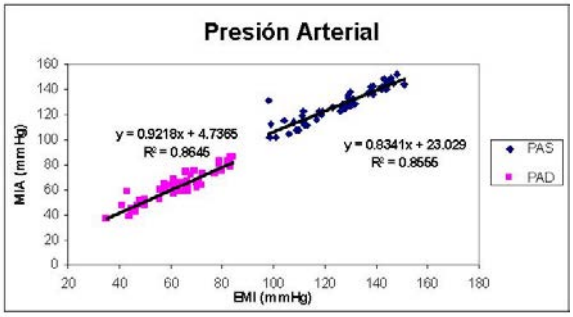


Figura 1. Correlación entre la presión intrarterial y la obtenida por esfigmomanometría intrabrazal. Observe la buena concordancia entre los métodos, EMI=método intrabrazal; MIA=método intrarterial.

Objetivo

En este trabajo se presenta una modificación de la esfigmomanometría intrabrazal que permite calcular la PP en clinostatismo, ortostatismo y en el postesfuerzo [4].

Método

Población: se estudiaron 17 sujetos (10 mujeres y 7 varones) con un promedio de edad de 52±14.3; 12 de ellos padecían hipertensión arterial y 5 eran normotensos. La presión arterial se midió en 35 ocasiones: 20 en clinostatismo, 8 en ortostatismo y en 7 en el postesfuerzo.

Equipo

1) Se contó con un esfigmomanómetro diseñado en el Instituto Nacional de Cardiología [5]. Brevemente consta de una computadora personal a la que se agrega una tarjeta convertidora de analógica a digital para obtener 3 señales simultáneas provenientes de detectores neumáticos: 2 del brazal tetraendoscópico y la otra de un detector del pulso humeral contralateral. Se utilizaron 3 transductores de presión Motorola MPX 2052, las señales fueron filtradas para dejar un ancho de banda de 1.5 a

30Hz. Todas ellas se despliegan en el monitor de la computadora mientras se efectúa la captura, la cual se realiza en 10 bits y 250 muestras por segundo y por canal con registros de 120 segundos que se guardan en la memoria.

2) Brazal tetraendoscópico. Diseñado por uno de nosotros (GST), es un manguito o brazal compresivo comercial rectangular de hule de 30x45cms al que se añadió en su 1/3 inferior 4 cápsulas estetoscopicas de auscultación de 5.5cm, de diámetro, unidas entre si por tubos de hule de 0.5cm de luz. Las salidas del brazal compresivo y del sistema de las 4 cápsulas se conectaron a transductores de presión individuales contenidos en la caja de adquisición de señales (Figura 2a).
3) Oscilometría humeral contralateral: se utilizó un manguito de hule rectangular compresivo comercial de 4x10cm, con un tubo de salida de hule de 0.5cm de diámetro.

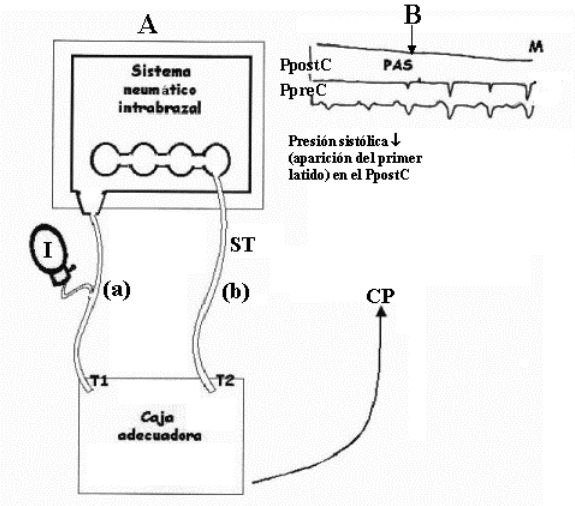


Figura 2. Brazal tetraendoscópico. A.- se señala la independencia de las conexiones a la caja adecuadora: (a)=pulso precompresivo (PpreC) y (b)=pulso postcompresivo (PpostC), m=manometría. B.- trazos registrados, ST=sistema tetraendoscópico, CP= computadora personal, I= bomba insufladora, T1 y T2= transductores.

Protocolo

Se colocó en forma ajustada el brazal tetraendoscópico en la parte media del brazo izquierdo procurando que una de las cápsulas quede sobre el trayecto de la arteria humeral. El manguito usado en la determinación del pulso contralateral se aplicó a lo largo de la parte media del trayecto de la arteria humeral del brazo opuesto, sostenido por un cincho de tela inelástica. Las salidas del brazal tetraendoscópico (una proveniente del manguito compresivo y la otra de las 4 cápsulas) y la del manguito usado en la oscilometría humeral contralateral se conectaron a la caja adecuadora de señales. En la pantalla de la computadora se despliegan 3 secuencias de oscilaciones: la del pulso precompresivo, la del pulso postcompresivo y la del pulso humeral derecho. Además se amplifica la señal del pulso precompresivo para cuantificar la presión intrabrazal (manometría electrónica)

El brazal compresivo se infló a 200 mm de Hg y el desinflado se realizó a una velocidad de 2-3 mm de Hg por latido, mediante control manual, hasta un nivel de 40 mm de Hg para registrar un tacograma de 10 o mas latidos.

El brazal del brazo derecho se infló a 40 mm de Hg y permaneció a este nivel durante todo el procedimiento.

Mediciones

Fuera de línea se determinaron la PAS, la PAD y la PP con el criterio establecido en la esfigmomanometría intrabrazal [2], o sea: PAS, aparición del primer pulso retardado en el tacograma del pulso postcompresivo (Figura 2B); PAD: nivel manométrico donde se superponen exactamente las ramas anacróticas (ascendentes) del PpreC y del PpostC (Figura 3B). La PP es: PAS-PAD. Presión del pulso calculada (PPcalc): en el latido que determina la PAD se mide la amplitud del pulso precompresivo en cms y sin manipular los trazos esta magnitud se traslada a la escala manométrica (a partir de cero) y se determina su correspondencia en mm de Hg (en ese latido se supone no hay influencia por un exceso de compresión arterial). Se mide la amplitud de la oscilación humeral contralateral del latido simultáneo que ocurre al registrar la PAD y con una simple regla de 3 (ya que por la complianza local la amplitud difiere de la del PpreC) se asigna un valor correspondiente. La PP de ese latido es la presión del pulso calculada (PPcalc) y se toma como base para determinar la presión del pulso en cada uno de los latidos de los tacogramas pulsátiles, que como ya se mencionó se obtienen a una presión compresiva de 40 mmHg (Figura 3c). La PPcalc sumada a la PAD medida establece en cada latido, el nivel de la PAS calculada (PAScalc), asumiendo que la presión diastólica no se modifica.

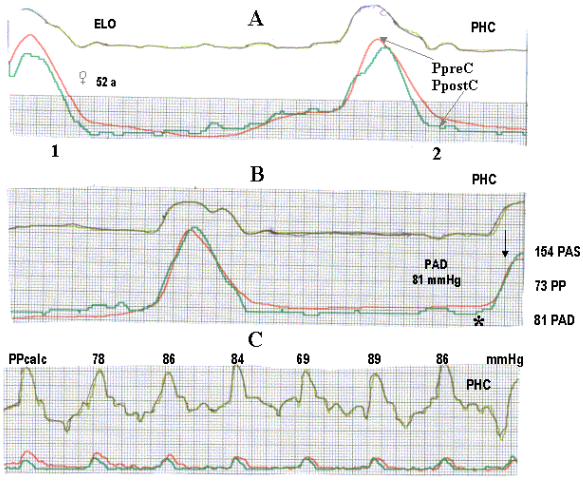


Figura 3. PHC pulso humeral contralateral (derecho). A) observe el retardo entre los pulsos. B) la imbricación (↓) en los latidos (*) de las ramas ascendentes de los pulsos intrabrazales señala la presión diastólica C. Tacograma del pulso humeral derecho: se anotan los valores continuos del PPcalc.

Resultados.

(Tabla 1) La PAS, la PAD y la PP (mm de Hg) fue de 160±30, 81±16 y 79±25, respectivamente. La PAS y la PAScalc fue similar con los 2 métodos (160±30 vs 161±31) y también lo fué la PP vs la PPcalc (79±23 vs 81±7.8). La PP inferida por la amplitud del pulso humeral contralateral reveló una diferencia máxima promedia de 8±7.8mm de mercurio en los tacogramas humerales obtenidos.

Tabla 1. Presiones medidas y calculadas.
Método EIT

PAS	PAD	PP
160±30	81±16	79±25

PAS med	PAS calc	PP med	PP calc
160±30	161±31	79±25	81.8±23

PP calculada revelo una variabilidad promedio de 8.0±7.8 en los tacogramas humerales contralaterales.
PAS, PAD y PP.- presiones (mmHg) sistólica, diastólica y de pulso, respectivamente.

Comentarios.

La medición de la presión arterial obtenida mediante esfigmomanometría auscultatoria, incluyendo la presión del pulso, constituye una importante limitación no siempre apreciada dentro de la práctica médica. Especialmente ha sido problemática la determinación de la presión diastólica [1], lo que se minimiza al utilizar la esfigmomanometría intrabrazal tetraendoscópica [2], la cual mide el retardo del pulso que ocurre al comprimir las arterias del brazo, durante al realización de la esfigmomanometría. El brazal tetraendoscópico revela que el pulso intrabrazal está constituido por 2 secuencias tacográficas. Una intrabrazal global y una secuencia originada en el segmento postcompresivo de la arteria humeral, ya que la obstrucción que ejerce el brazal compresor ocasiona una estrechez arterial en el centro del brazal [6] con 2 cabos: uno comunicado a la circulación general y otro que es el segmento postcompresivo distal; por ello el método registra un tacograma precompresivo y otro postcompresivo; entre ambos se detecta la desaparición del retardo intrabrazal, lo que permite determinar gráficamente y en forma exacta la presión diastólica (Figura 4).

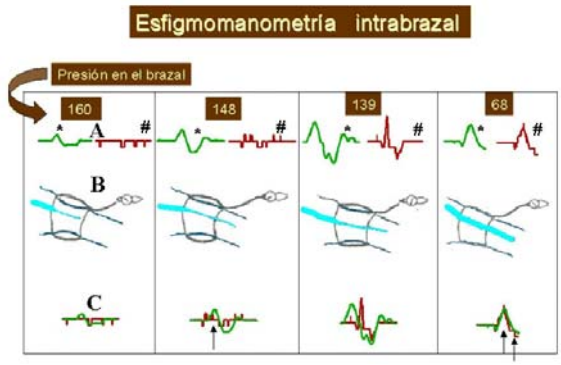


Figura 4. A. Pulsos intrabrazales desplegados en forma separada. B. Compresión de la arteria humeral por el brazal. El brazal ocasiona una estrechez en la parte media de la arteria [6], C. Superposición del PpreC y del PpostC (presión sistólica). ↑ aparición del primer latido en el PpostC (presión sistólica). ↑↑Momento de la imbricación de los pulsos (presión diastólica). Los números indican la presión intrabrazal.

* pulso precompresivo, # pulso postcompresivo.

El planteamiento que aquí se hace para medir la presión del pulso en forma indirecta implica los siguientes hechos.

1) Medición de la amplitud del pulso en cms en el tacograma de los pulsos precompresivos, precisamente en el latido que determina la medición de la presión diastólica.
2) Traslado de esta amplitud a mm de Hg utilizando la escala manométrica electrónica a partir de cero, lo que equivale a la presión del pulso de ese latido expresado en mm de Hg.
3) Medición de la amplitud del pulso contralateral humeral que se equipara con la del pulso pre compresivo en mm de Hg, por una simple regla de 3.
4) Asumir que los cambios de la amplitud del pulso en el tacograma humeral contralateral pueden trasladarse a cambios porcentuales expresados en mm de Hg.
5) El añadir la presión del pulso calculada a la presión diastólica medida determina la presión sistólica calculada.

La alta correspondencia entre las presiones sistólica y del pulso medida y la calculada en la observación aquí presentada da validez a las implicaciones teóricas señaladas, por lo que esta última es una medida confiable.

El descubrimiento del brazal tetraendoscópico propició el desarrollo del método que aquí se describe al demostrar sorpresivamente que el pulso intrabrazal está constituida por 2 secuencias: una intrabrazal global y la otra originada en el segmento postcompresivo de la arteria humeral [2]. Las 4 cápsulas constituyen un sistema abierto (la unión de la membrana vibratoria con el dispositivo que la sostiene no es hermética). Durante la compresión el borde metálico de la cápsula es empujado a la piel por el manguito suprayacente sin inmovilizar la membrana por lo que sigue vibrando y permite recoger el pulso postcompresivo durante el desinflado del sistema.

El porque de las 4 cápsulas: el brazal comprime todas las arterias del brazo y no solo la arteria humeral, la que generan vibraciones que sumadas son captadas mejor que en forma aislada.

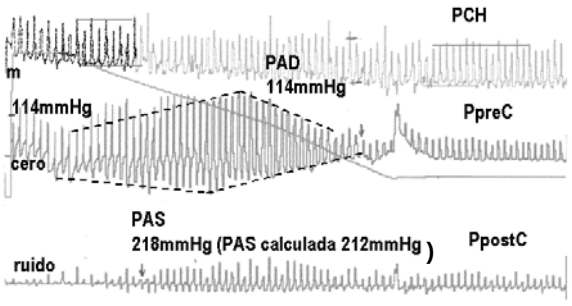


Figura 5. Despliegue global del procedimiento en una base de tiempo acortada. Abreviaturas como en otras tablas. Las rayas horizontales paralelas significan el promedio de la amplitud del pulso humeral contralateral en diferentes momentos. Observe la morfología en diamante del PpreC.

El método aquí propuesto (Figura 5) es indirecto e inferencial; empero, dadas las dificultades de medición de la presión arterial en general, se considera un avance en la determinación continua del parámetro, si además se tiene en cuenta su no–invasividad y su relativo bajo costo.

Desde luego, se trabaja en la automatización de las medidas, lo cual no parece representar problemas. La capacidad de la computadora personal para medir automáticamente la amplitud de los pulsos y su traslado a mm de Hg en la escala manométrica, así como realizar las conversiones del cálculo de la presión de la arteria humeral contralateral, permitirá cumplir con las necesidades del usuario. Se debe resaltar que obtener presiones en una arteria comprimida por debajo del nivel diastólico (40mm de Hg) es una ventaja de esta presometría no–invasiva. Los métodos actuales de medición semicontinua, por ejemplo MAPA, son derivaciones de la esfigmomanometría compresiva tradicional y solo repiten varias veces en 24 horas tomas individuales con las limitaciones inherentes al procedimiento (especialmente la compresión altera la física de la medición). Inclusive el inflado produce molestias o dolor lo que altera la fisiología circulatoria.

La presopulsometría, por otra parte, ocasiona muy pocas molestias y en la actualidad se ensaya con éxito inicial la obtención de cifras de presión continuas en posiciones clinostáticas, ortostáticas, postesfuerzo físico o mental. Desde luego se están realizando observaciones para constatar la exactitud y la confiabilidad del procedimiento.

Limitaciones: el pulso pre–compresivo intrabrazal tiene forma de diamante, y en el momento de la imbricación de las ramas ascendente de este pulso y del pulso postcompresivo intrabrazal, con frecuencia, la amplitud pulsátil decrece significativamente de un latido a otro. Por ello, el cálculo de la presión sistólica se dificulta cuando la amplitud se toma en el latido que inmediatamente precede al momento de la imbricación. Se están realizando observaciones sobre cual amplitud de los pulsos en los 2 momentos o si su promedio calcula mejor la presión del pulso. 2) La medición continua de la presión del pulso infiere que los cambios se realizan en un rango fijo de presiones sistólica, diastólica o en ambos. Se está efectuado un estudio para determinar si el calculo de la presión media (PAD± 2/3 la PP) puede ayudar en definir que tanto de la modificación de la PP corresponde a la PAS o a la PAD. Pese a lo mencionado consideramos que el método aquí propuesto, en un futuro, puede modificar el panorama de estimación de la presión arterial, sobretodo en el terreno de la hipertensión arterial lo que tendrá implicaciones muy importantes en su fisiopatología, diagnóstico, pronóstico y tratamiento. Las ventajas del método se expresan en la Cuadro 1.

Cuadro 1. Ventajas de la presopulsometría. **Aplicación en nuevas investigaciones**

- Fenómeno de la bata blanca (influencia biológica de la esfigmomanometría compresiva en la medición).
- Presión del pulso en la hipertensión arterial sistólica.
- Presión arterial en la niñez y en hijos de hipertensos.
- Terapia antihipertensiva, presión del pulso, mecánica cardio-arterial (interrelación).
- Síndrome de intolerancia al ortostatismo y síncope.
- Cardiopatía nuevas observaciones hipertensiva y presión arterial semicircadiana.
- Etc.

Conclusiones.

La presiones del pulso y la sistólica calculadas correlacionan muy bien con las presiones obtenidas por la esfigmomanometría intrabrazal. El método seguramente permitirá la automatización continua de la medición de la presión arterial.

Referencias.

[1] SÁNCHEZ–TORRES G, GUTIERREZ EF, MONROY JR, SALAZAR VA. “Correlación entre los métodos intrarterial directo y la esfigmomanometría auscultatoria en la estimación de la presión arterial”. *Arch. Inst. Cardiol. Mex.* 47:673-683, 1977

[2] SÁNCHEZ–TORRES G, INFANTE O, FLORES P, SÁNCHEZ–MIRANDA G, MARTÍNEZ R. “Esfigmomanometría transcompresiva intrabrazal. Un nuevo método de medición de la presión arterial”. 10º. Congreso Nacional. Sociedad Mexicana de Hipertensión Arterial de México A.C., resumen 36, 2002

[3] HENRY–HURTADO M, SÁNCHEZ–TORRES G, ORTIZ–MADÍN L, INFANTE–VÁZQUEZ O, MARTÍNEZ–MEMIJE R, PÉREZ–GROVAS H. “Correlación entre la presometría intra–arterial y la esfigmomanometría tetraendoscópica. Un nuevo método de medición de la presión arterial”. *Arch. Cardio. Mex.* 73:supl 2:S2-11, 2003

[4] SÁNCHEZ–TORRES G, INFANTE O, MARTÍNEZ R. “Presopulsometría intrabrazal. Un método incruento de medición semi–continua de la presión del pulso”. 12º Congreso Nacional. Sociedad de Hipertensión Arterial de México A.C., resumen 13-C, 2004

[5] INFANTE–VÁZQUEZ O, SÁNCHEZ–TORRES G, MARTÍNEZ R, FLORES P, PASTELÍN G, SÁNCHEZ–MIRANDA G. “Medición de la presión arterial utilizando el retardo en el pulso distal”. *RBE-Caderno de Enghenharia Biomedica*, 13:81-82, 1997

[6] GEDDES LA. “The direct and indirect measurement of blood pressure”. Chicago Year Book, 1970.

DISPOSITIVO MECÁNICO CON ACCIÓN HIDRÁULICA PARA LA OCLUSIÓN CONTROLADA DE VASOS CON BAJA PRESIÓN.

P. Flores Chávez.**, L.E. Santos Martínez*, J. Gotés*, C. Tena***, V. Graullera ***, T. Pulido*, E. Bautista*, M.L. Martínez*, A. Castañón*, R. Martínez **, O. Infante **, M. Porres *, J. Sandoval*.

* Instituto Nacional de Cardiología/ Cardioneumología, México D.F., México.
** Instituto Nacional de Cardiología/ Instrumentación Electromecánica, México D.F.,México.
*** Instituto Nacional de Cardiología/Bioterio, México D.F., México.

e-mail: floped@cardiologia.org.mx
sanlui@cardiologia.org.mx

Abstract: An Hydraulic Device (HD) has been designed to band, in a controlled fashion, the main pulmonary artery of animals weighing more than 15 kilograms. We introduce an HD for smaller animals. The components of the HD are: a valve, a reservoir, a teflon tape and a silastic connector. We tested the HD in two conditions: In the lab experimental procedure with a medical grade artificial silicone tube, and in a canine model of pulmonary artery banding (BPA). We found that the HD can overcome the prefixed pressures in the lab experimental procedure model and produce a controlled and safe increase in right ventricular systolic pressure.

Key words: Hydraulic device, pulmonary hypertension, right ventricular function.

Introducción

La presión media arterial pulmonar (mPAP) normal es de 15-18 mmHg. Él incremento de la mPAP condiciona sobrecarga de presión (SP) al ventrículo derecho (VD). Diversas enfermedades incrementan esta presión, en condición aguda[1] o crónica[2], (hipertensión pulmonar). La geometría ventricular derecha se modifica para vencer esta mPAP, llevando al VD a su hipertrofia[3]. El estudio de esta entidad es difícil debido a la historia natural de la enfermedad y a que son entidades de presentación infrecuente. Para estudiarla, se requiere desarrollar modelos experimentales. El incremento de la sobrecarga de presión al VD se ha realizado con cintas de lino, coágulos sanguíneos, gelfoam, microesferas de vidrio, destrucción del parénquima pulmonar, vasoconstricción hipóxica, inflamación e hiperflujo de lecho vascular pulmonar[4]. El VD puede ser llevado a la falla aguda y fallecimiento del sujeto de experimentación si la presión pulmonar es mayor a 40 mmHg. La dificultad en controlar el grado de incremento de la SP por los mecanismos anteriores, ha provocado el desarrollo de dispositivos fácilmente regulables que al ocluir selectivamente el tronco de la arteria pulmonar (TAP) que generan un incremento controlado de la presión sistólica del VD y con esto, la sobrecarga ventricular[5-7], procedimiento conocido como bandaje del tronco de la arteria pulmonar (BTAP). El bandaje controlado del tronco arterial pulmonar puede realizarse mediante dispositivos hidráulicos. Uno de ellos, ha sido validado recientemente para la sobrecarga aguda y crónica del VD[7]. En condiciones de incremento agudo de la presión sistólica del VD, el graduar con el dispositivo hidráulico (DH) el nivel de presión sistólica del VD deseada, es relativamente sencillo, y llevar al VD del animal a la disfunción o a la falla ventricular aguda sin el fallecimiento del mismo, es seguro. Los dispositivos hidráulicos están diseñados para animales adultos mayores a 18 kilogramos de peso, por lo que es necesario generalizar su uso a animales de menor peso. En este trabajo presentamos un DH para el BTAP en animales menores a 15 kilogramos de peso corporal.

Materiales y métodos

El diseño y construcción del DH fueron realizados en el Departamento de Instrumentación Electromecánica del Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez.
El comportamiento se analizó en dos fases: Experimental en el laboratorio y en un modelo canino de BTAP. El diseño de éste DH se basó en el sistema de cámaras neumáticas de los autos, pero de manera inversa, un centro distensible y una porción periférica rígida. Lo anterior, con la finalidad de crear un efecto de oclusión central.



Figura 1: Componentes del DH

Las partes que integran el DH se describen a continuación:

- Banda de teflón de 4 mm x 95 mm x 1 mm, con

perforaciones en la línea media para el paso del hilo de seda que fija al reservorio de silicón (1 en la Figura 1);

- Reservorio de silicón de grado médico tipo A Dow Corning, (2 en la Figura 1) con un diámetro de 3/8" y 20 mm de largo, que se comunica con la válvula a través de un tubo de silastic;
- Tubo de silastic (3 en la Figura 1) de 2 mm de diámetro x 15 mm de longitud que se conecta con la válvula;
- Válvula de acero inoxidable (4 en la Figura 1) con un conector para el tubo de silastic. La válvula está obstruida por silicón de grado médico en los 2/3 superiores de su cavidad, manteniendo el agua dentro 1/3 libre (inferior) una vez que ésta se inyecta. La válvula, es de forma cilíndrica, se elaboró por separado y consta de:

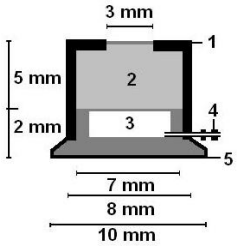


Figura 2: Componentes de la válvula

a) Cabezal de la válvula (cubierta superior, 1 en Figura 2) con diámetro interior de 7 mm, y un diafragma superior de silicón de 3 mm de diámetro, que permite la inyección de agua en diversas ocasiones y evita la fuga de ésta; b) los 2/3 superiores de la cámara interna del cabezal están obstruidos con silicón, constituyendo el cuerpo de silicón de la cámara (2 en Figura 2); c) el 1/3 inferior con una cámara interna de vacío (3 en Figura 2); d) Conector de acero inoxidable, (4 en Figura 2), que lleva en su extremo externo el tubo de silastic que lo une con la cámara-reservorio del DH; e) grosor de la base del DH de 1 mm, con un borde circular superior por donde se aloja el cabezal de la cápsula; f) base de sustentación de forma circular de 10 mm de diámetro, con 2 perforaciones laterales de 3/64" de diámetro, para fijarla a estructuras adyacentes. Cada una de las partes del dispositivo se elaboró por separado y al final fueron ensambladas.

El comportamiento del DH se llevó a cabo de manera experimental en el laboratorio y posteriormente en modelo canino.

1. Se obtuvo el comportamiento de la cámara reservorio del DH. Para ello, la banda de teflón fue cerrada circunferencialmente con seda 3-0 obteniendo un diámetro de 20 mm en todos los DH para después añadir al reservorio agua a razón de 0.1 ml hasta 1 ml. Se registró la presión desarrollada estando vacío el reservorio y en cada adición de agua.

2. Para la prueba experimental en el laboratorio se construyó un tubo de silicón de grado médico tipo A Dow Corning de 56 mm de longitud y 13 mm de diámetro a semejanza de un tronco vascular artificial (Figura 3), del cual obtuvimos su comportamiento al agregarle agua a un volumen conocido y capturamos la presión que se desarrolló cada vez que adicionamos agua en su interior, desde un volumen de 0 ml hasta 10 ml.

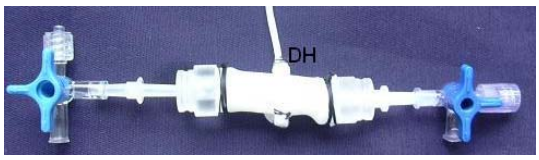


Figura 3: Tronco vascular y dispositivo hidráulico colocado para obtención de las diferentes presiones en su reservorio (DH).

Una vez construido y probada su respuesta a volumen, ajustamos con la introducción de agua, su presión intra-cavitaria a 20 mmHg y se colocó un DH en el tronco. Acto seguido, se obtuvo la presión interna del reservorio sin agua y después de añadir 0.1 ml de agua a la misma hasta completar 1.0 ml. Posteriormente, se volvió a ajustar la presión del tronco a 40 mmHg, a 60 mmHg y a 80 mmHg, se obtuvo la presión interna del reservorio de la misma manera que a 20 mmHg. Después de obtener los valores de presión en cada aumento de agua en los reservorios, y habiendo llegado a 1.0 ml, éstas fueron vaciadas totalmente, de modo que estando el tronco a 20 mmHg, 40 mmHg, 60 mmHg y 80 mmHg, el volumen interno del reservorio del DH al inicio de cada obtención de datos, fue de cero ml.

Por último probamos el DH en un modelo canino con BTAP. Seleccionamos 10 perros mestizos menores a 15 kg de peso. Por procedimiento quirúrgico y en condiciones estériles, se colocó el DH, se ajustó al tronco de la arteria pulmonar sin causar compresión, exteriorizando el tubo de silastic y fijando la válvula en el cuello del animal. Después de recuperarse de la cirugía se utilizó el DH de cada perro. A través de la válvula, se inyectó agua a la cámara-reservorio, 0.1 ml cada vez desde 0 ml hasta completar 1.0 ml de agua. Se obtuvo en cada incremento de agua a la cámara reservorio la presión sistólica del VD, mediante la colocación de un catéter de alta fidelidad Millar (modelo TCB-500, Millar Instruments Inc. 6001 Gulf Freeway, Houston, Texas 77023, U.S.A.), en la cavidad del VD.

Las presiones desarrolladas en el DH en la fase de laboratorio experimental y en el modelo canino, fueron obtenidas con un sistema hemodinámico de registro experimental diseñado en nuestra Institución y validado recientemente[7]. Descrito de manera breve, al sistema lo integran una computadora personal (PC), una tarjeta para convertir las señales analógicas a digitales (C A/D), filtros, sistemas adecuadores y convertidores. La tarjeta convertidora analógica/digital es una tarjeta de diseño especifico que permite la adquisición simultánea de hasta 8 canales analógicos. En el primer canal se adquiere la señal del ECG en la derivación II. El segundo y tercer canal reciben señales de catéteres de alta fidelidad tipo Millar que pueden ser colocados en la cavidad del VD y en la del ventrículo izquierdo. La señales se obtienen directamente de la salida del sistema

de amplificación de los catéteres Millar y se alimenta al C A/D sin sufrir ninguna modificación. El cuarto y quinto canal permite adquirir señales provenientes de catéteres colocados en la aurícula derecha, en el tronco de la arteria pulmonar y/o en una arteria sistémica. La presión de la arteria pulmonar y de la aurícula derecha pueden ser obtenidas de un catéter de flotación tipo Swan-Ganz colocado en el TAP. La presión arterial sistémica se monitoriza mediante la colocación de un catéter de silastic aórtico o en la arteria femoral. Se utilizan transductores convencionales para recibir la señal de los catéteres de presión y la salida se acopla a un sistema de amplificación y filtrado electrónico. En los 3 canales restantes será posible adquirir en un futuro, las señales provenientes de cristales ultrasónicos para mediciones de los ventrículos. La programación en la PC es elaborada utilizando el lenguaje Turbo Pascal y se ejecuta en modo real bajo el sistema operativo MS DOS o compatible. El programa graba la ficha de identificación de cada sujeto experimental (sexo, peso, etc.) y puede capturar hasta 350 muestras/segundo de las diferentes señales a analizar. Las muestras son guardadas en la memoria en el disco duro de la PC o bien en disquetes para su estudio en detalle en fechas posteriores. El diseño del programa facilita el análisis de las señales y permite realizar operaciones como amplificación, atenuación, suma, multiplicación, filtrado, derivación, integración y observación en diferentes bases de tiempo para poder correlacionarlas entre ellas. El programa puede realizar cálculos estadísticos de las señales adquiridas como: promedio o desviación estándar de las variables, del registro completo o bien en segmentos. Éstas operaciones facilitan la identificación y medición (visual o automática) de los trazos hemodinámicos de interés clínico [relajación isovolumétrica, dP/dt, presiones, frecuencia cardiaca y el intervalo Q-pP (tiempo entre la onda *Q* del electrocardiograma (ECG) y el pie del pulso sanguíneo)], por mencionar algunos.

Los perros fueron cuidados de acuerdo a las normas del Instituto Nacional de Cardiología "Ignacio Chávez" y a las Normas del Consejo Nacional de Investigación para el cuidado y sacrificio del animal de experimentación.

Para el análisis estadístico, los valores se expresan en media ± desviación estándar (M ± DS). Para la diferencia de presiones en el ventrículo derecho pre y post-colocación del DH, se utilizó la prueba T para muestras dependientes, una $p < 0.05$ fue considerada como significativa.

Resultados

Se construyeron 15 DH, se cerraron por los extremos dejando un diámetro de 20 mm y se obtuvo el comportamiento de los reservorios desde el reposo (0 ml) y con la adición de 0.1 ml de agua hasta 1.0 ml (Figura 4).

El tronco vascular artificial construido para determinar la presión que se desarrolla en el interior de las cámaras-reservorios de los DH, fue probado mediante la inyección paulatina de agua en su interior, a un volumen de 0 ml hasta 10 ml, y determinamos la presión intra-cavitaria en 20 mmHg, 40 mmHg, 60 mmHg y 80 mmHg (A, B, C y D respectivamente en la Tabla 1).

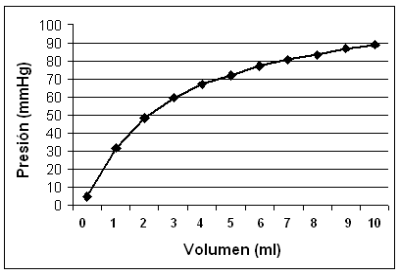


Figura 4: Comportamiento del reservorio del DH

Tabla 1: Comportamiento del reservorio del DH a diferentes presiones en el tronco vascular artificial

Vol. (ml)	A (M±DS) mmHg	B (M±DS) mmHg	C (M±DS) mmHg	D (M±DS) mmHg
0	-2.9±2.7	-0.7±1.2	0.14±1	1.7±0.9
0.1	4.1±4.2	9.9±5.7	14.1±6.7	31.2±11.9
0.2	13±8.1	25.7±10.8	28.3±8.9	59.8±14.6
0.3	24.4±12.9	41.7±10.8	42.8±10.7	78.5±14.8
0.4	37.8±11.4	55.8±13.3	62.8±13.3	98.5±14.9
0.5	45.7±14.3	66.5±16.3	76.1±16.5	112.3±17.7
0.6	55±15.8	75.3±15.3	88.5±12.2	121.7±17.7
0.7	62.7±12.6	83.1±15.9	98.9±12.3	131.7±22.9
0.8	69.4±9.4	89.2±16.5	108.4±12.6	139±27.1
0.9	76.1±8.8	94±19.4	115.2±15.4	148.3±31.1
1.0	84.7±12.9	97.9±21.9	124.4±16.6	155±31.6

El peso corporal de los perros fue 12.6 ± 2.2 kilogramos. El diámetro del TAP encontrado en los perros fue de 12.4 ± 1.4 mm y 27.5 ± 1.6 mm de largo. No hubo complicaciones en el procedimiento de colocación o funcionamiento del DH. El comportamiento de las presiones sistólicas del VD obtenidas en cada adición de agua al reservorio del DH se muestra en la Tabla 2.

Tabla 2: Comportamiento de la presión sistólica del VD en cada adición de agua al reservorio del DH.

Vol. (ml)	PSVD (mmHg)
0	25.5 ± 1.9
0.1	26 ± 2.2
0.2	30 ± 2.8
0.3	33.2 ± 4.7
0.4	36.3 ± 5
0.5	40.4 ± 6.4
0.6	43.3 ± 8
0.7	45.5 ± 7
0.8	50.3 ± 6.9
0.9	49.2 ± 5.5
1.0	49.3 ± 8

Discusión

El dispositivo ideal debe reunir varias condiciones que reúne el dispositivo que estamos presentando, el ser biocompatible, de fácil colocación, de tamaño acorde a la especie estudiada y de fijación segura entre otros. Las pruebas realizadas de manera experimental en el laboratorio demostraron, que el material utilizado es lo suficientemente distensible como para generar presión una vez que se le adiciona agua al reservorio. Los DH fueron capaces de generar la presión necesaria en el reservorio, de modo que la resistencia impuesta por las presiones previamente establecidas en el tronco vascular artificial (20 mmHg, 40 mmHg, 60 mmHg y 80 mmHg) fue rebasada por la presión que se generó en éstos reservorios. Así, demostramos que éste DH satisface las necesidades de cierre progresivo y controlado del tronco vascular artificial.

El DH una vez colocado en el TAP y con la adición de agua al reservorio, nos permite obstruir el tracto de salida del ventrículo derecho, facilitando el incremento gradual de la presión intra-ventricular derecha en forma segura, controlada, paulatina y sostenida, dando el tiempo suficiente al VD de adaptarse a los incrementos de presión. El incremento de las presiones sistólicas del VD en la Tabla 2, obtenidas con la adición de agua de manera paulatina desde 0 ml hasta completar 1.0 ml en el reservorio del DH demuestran cómo el incremento agudo tiene un máximo de presión desarrollada, posterior a esto las presiones disminuyen, efecto conocido como falla ventricular aguda, y vista en entidades como en la tromboembolia pulmonar aguda y causada por isquemia del ventrículo derecho. Una vez se presenta ésta isquemia, el VD no puede generar mayor presión y por ende disminuye[1,4]. Al manipular la presión sistólica del VD con el DH en forma externa, disminuye el riesgo de mortalidad de los perros por falla ventricular derecha aguda, confiriéndonos la habilidad de hacer incrementos repetidos en el tiempo, controlados sobre la presión sistólica del VD, que podrían simular los incrementos en las presiones del VD vistas en la HAP grave y otras entidades relacionadas al compromiso vascular pulmonar y por ende, al VD[1-7].

De manera experimental en el laboratorio, estando el tronco vascular pulmonar con presiones estáticas y con el modelo animal con presiones dinámicas del TAP hemos demostrado la utilidad del DH al permitir con seguridad la maniobra de incremento de la sobrecarga de presión al VD, y con esto, remedar entidades que cursan con SP al VD y apoyar en la investigación mediante el desarrollo de modelos animales que puedan explicar la fisiopatología, manifestaciones clínicas y el posible tratamiento de estas enfermedades donde el VD es el factor principal de impacto.

Conclusión

Hemos construido un DH que permite el incremento agudo controlado de la presión sistólica del VD mediante la oclusión selectiva del TAP en animales menores a 15 kilogramos de peso corporal.

Agradecimientos

A Florencio Hernández Lizardi, Mario Pérez Sánchez, Alma Delia Ferreira Vidal, María de Lourdes Torres Peláez y a Elvira Sánchez por su entusiasta colaboración en el proyecto.

Referencias

[1] Wood K.Major pulmonary embolism: Review of a pathophysiologic approach to the golden hour of hemodynamically significant pulmonary embolism. Chest 2002; 121:1

[2] Fedullo PF, Auger WR, Channick RN, Moser KM, Jamieson SW. Chronic thromboembolic pulmonary hypertension. Clin Chest Med 1995; 16: 353-374.

[3] Bache RJ. Effects of hypertrophy on the coronary circulations. Prog Cardiovasc Dis 1988;21:6:403-440.

[4] Barnard D. MD. Alpert J.S. MD. Right ventricular function in health and disease. Curr Probl Cardiol: 1987; 12: 422-449.

[5] Higgins Ch B, Pavelec R, Vatner SF. Modified technique for production of experimental right-sided congestive heart failure. Cardiovasc Res 1973:7: 870-874.

[6] Murray PA, Vatner SF. Abnormal coronary vascular response to exercise in dogs with severe right ventricular hypertrophy. J Clin Invest 1981; 67:1314-1323.

[7] Santos Martínez LE, Gómez-González A, Infante-Vázquez O, Flores-Chávez P, Tena-Betancourt C, Pulido-Zamudio T, et al. Desarrollo de un modelo canino de hipertensión ventricular derecha crónica progresiva. Arch Inst Cardiol Méx: 2001; 71:266-277.

ALGORITMO ADAPTATIVO PARA O CANCELAMENTO DA INTERFERÊNCIA DA REDE DE ALIMENTAÇÃO EM SINAIS BIOELÉTRICOS

M.H. Costa e M.C. Tavares

Laboratório de Engenharia Biomédica, Escola de Engenharia e Arquitetura
Universidade Católica de Pelotas
Pelotas-RS, Brasil

e-mail: m.costa@ieee.org, mtavares@ieee.org

Abstract: This work presents a very low cost and high precise adaptive LMS based interference canceller to be applied in biomedical signals. A 60 Hz reference is obtained from analog to digital conversion and high order harmonics are mathematically estimated using trigonometric relations. These signals are subjected to the LMS adaptive algorithm in order to suppress harmonic interference from the power line. Real application examples are supplied in order to demonstrate its usefulness in EEG, ECG and EP signals.

***Palavras Chaves*: filtragem adaptativa, LMS, cancelamento de interferências, processamento de sinais biomédicos, instrumentação biomédica.**

Introdução

A interpretação clínica de sinais elétricos biológicos tem papel relevante no auxílio ao diagnóstico de diversas patologias que acometem o Ser Humano. Diversos são os fatores de contaminação que prejudicam essa tarefa, acarretando a introdução de ruído ao sinal de interesse. Sem dúvida alguma, a interferência proveniente da rede de alimentação é a forma mais comum de ruído associada a sinais bioelétricos [1].

Várias são as técnicas desenvolvidas para lidar com a contaminação de sinais bioelétricos pelo 60 Hz (ou 50 Hz em alguns países) e suas harmônicas. Métodos construtivos como blindagem, entrelaçamento de cabos e re-injeção da tensão de modo comum são eficientes, porém não são capazes de cancelar completamente a influência da rede [2].

A filtragem analógica convencional do tipo passa-baixas possui como inconveniência a limitação da faixa de freqüências do sinal adquirido. Característica essa não tolerada em aplicações como a eletrocardiografia de alta resolução [3].

Filtros *notch* do tipo *comb* [4] têm sido amplamente utilizados e uma variedade de técnicas de projeto pode ser encontrada na literatura. Como maior desvantagem desse método ressalta-se a significativa distorção de fase à qual o sinal bioelétrico é submetido, inviabilizando, dessa forma, sua aplicação em sistemas de aquisição de potenciais evocados, por exemplo. Um fator agravante é a instabilidade da freqüência da rede de alimentação, que varia cerca de 0,05% em torno de seu valor nominal [5].

A técnica de filtragem adaptativa é uma interessante alternativa para lidar com esse problema. O chamado cancelador adaptativo para uma única freqüência (*single-frequency adaptive noise canceller*), introduzido por Widrow *et al.* em 1975 [6], possibilita o cancelamento da interferência de 60 Hz presente no sinal bioelétrico através da subtração de uma versão processada do sinal da rede de alimentação. Sua alta seletividade, baixa distorção e custo computacional o tornam uma técnica bastante atraente para sistemas práticos de aquisição. Apesar de seu excelente desempenho no cancelamento da interferência de 60 Hz, sua ação é inócua à harmônicas superiores.

Esse trabalho apresenta uma contribuição ao cancelador adaptativo desenvolvido por Widrow, tendo como principal característica o cancelamento das harmônicas superiores à 60 Hz com um mínimo aumento na complexidade computacional do sistema. O algoritmo proposto é uma interessante alternativa para sistemas comerciais de baixo custo e elevada qualidade.

Inicialmente, é apresentado o cancelador adaptativo convencional e definido o problema de cancelamento das harmônicas superiores. Na seqüência, o novo algoritmo é apresentado. Resultados de sua utilização em um sistema real de aquisição de sinais biológicos são apresentados e comparações com o cancelador adaptativo original de Widrow são realizadas. Finalizando, são apresentadas conclusões sobre o desempenho do algoritmo.

O Cancelador Adaptativo de Widrow

Considere o sistema descrito pelo diagrama apresentado na Fig. 1. Nele, $x(n)$ é a amostra, no instante de tempo discreto n, do sinal de 60 Hz obtido a partir da rede elétrica por conversão analógico-digital, $z(n)$ é o sinal bioelétrico de interesse e $d(n)$ é o sinal bioelétrico contaminado. $y(n)$ é o sinal de cancelamento produzido pelo filtro adaptativo e $e(n)$ é o sinal de saída. Idealmente, após a convergência do sistema, $e(n)$ é o

sinal bioelétrico livre de contaminações referentes à rede de alimentação. **H** representa um sistema não-linear e variante no tempo responsável pelas alterações na amplitude e fase do sinal de 60 Hz interferente.

A equação de atualização do algoritmo LMS para o cancelamento de um único sinal senoidal interferente é dada por [6]:

$$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \mu e(n)\mathbf{x}(n) \qquad (1)$$

onde $\mathbf{w}(n) = [\ w_1(n)\ w_2(n)\ ]^T$ é o vetor de coeficientes adaptativos e $\mathbf{x}(n) = [\ x_F(n)\ x_Q(n)\ ]^T$ o vetor de dados observados do sinal de referência, constituído pelas componentes em fase e quadratura. O parâmetro μ é chamado de passo de convergência. Na Fig. 1, o identificador **A** refere-se à modelagem do processo de contaminação do sinal biológico, enquanto que **B** refere-se à estrutura do cancelador.

O princípio de funcionamento do cancelador adaptativo baseia-se no fato de que um sinal sinusoidal pode ser expresso através de suas componentes em fase e quadratura, ou seja [7]:

$$x(t) = A\cdot\cos(\omega\cdot t + \phi) = A_1\cdot\cos(\omega\cdot t) + A_2\cdot sen(\omega\cdot t) \qquad (2)$$

onde $A_1 = A\cdot\cos(\phi)$ e $A_2 = -A\cdot\text{sen}(\phi)$. Ao longo do processo de adaptação os coeficientes $w_1(n)$ e $w_2(n)$ convergem para os valores ótimos A_1 e A_2. À medida que esses valores são aproximados ocorre a diminuição da influência de $x(n)$ sobre $e(n)$.

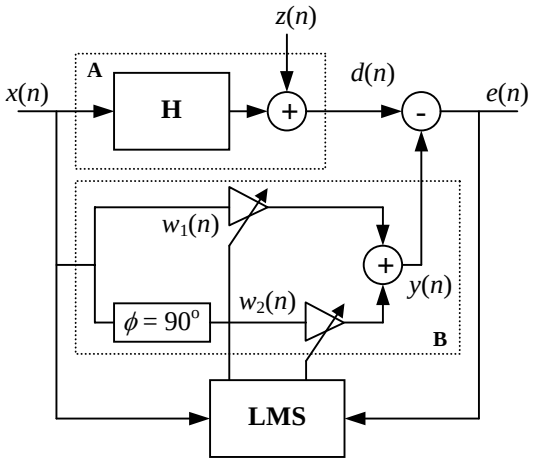


Figura 1: Diagrama em blocos do cancelador de interferências adaptativo convencional [6].

Definição do Problema

Embora o sistema descrito na seção anterior seja capaz de eliminar ou diminuir consideravelmente a influência do 60 Hz, harmônicas superiores decorrentes de não-linearidades no caminho de propagação **H**, e que são parte importante da contaminação do sinal bioelétrico adquirido, não são influenciadas. Isso decorre da estrutura linear do cancelador adaptativo (**B**). Dessa forma, para a obtenção de sinais de alta qualidade é necessária a inclusão de mecanismos capazes de realizar o cancelamento dessas freqüências.

A aquisição de um sinal de referência $x(n)$ com informação sobre essas harmônicas superiores acarreta a necessidade de um aumento considerável no número de coeficientes do filtro adaptativo e o conseqüente aumento do custo computacional. Isso é devido à impossibilidade de obtenção, de forma isolada, dos componentes em fase e quadratura para cada uma das freqüências. Além da inclusão de circuitos eletrônicos mais complexos, duas são as alternativas: utilizar um canal de aquisição para cada harmônica que se deseja cancelar ou implementar digitalmente um banco de filtros capaz de separar as diferentes freqüências.

As alternativas expostas acarretam grande aumento da complexidade computacional, inviabilizando sua utilização em sistemas de baixo custo.

O Algoritmo Proposto

O objetivo do algoritmo proposto nesse trabalho é utilizar a mesma estrutura do cancelador adaptativo convencional, com um mínimo de incremento computacional, de forma a possibilitar o cancelamento de harmônicas superiores ao 60 Hz.

A estrutura implementada é a mesma apresentada na Fig. 1, associando-se uma nova estrutura do cancelador (sistema **B**) para cada harmônica extra que se deseja eliminar. Dessa forma, sistemas de aquisição já existentes poderão utilizar essa metodologia através de uma simples alteração em *software*.

A técnica utilizada para a estimação dos sinais de referência, referente às harmônicas superiores, baseia-se em uma metodologia híbrida, visto que a aquisição direta desses sinais não é possível (pela limitação dos canais de aquisição) e que a geração interna de referências acarreta um desempenho semelhante ao de filtros *notch* convencionais [8].

Para tanto, faz-se uso das seguintes relações trigonométricas descritas, por questões de espaço, até a quarta harmônica [7]:

$$\begin{cases} \cos^2(x) = 0{,}5\cdot\cos(2\cdot x) + 0{,}5 \\ \cos^3(x) = 0{,}25\cdot\cos(3\cdot x) + 0{,}75\cdot\cos(x) \\ \cos^4(x) = 0{,}125\cdot\cos(4\cdot x) + 0{,}5\cdot\cos(2\cdot x) + 0{,}375 \end{cases} \qquad (3)$$

Rearranjando-se o conjunto de equações em (3), obtém-se:

$$\begin{cases} \cos(2\cdot x) = 2\cdot\cos^2(x) - 1 \\ \cos(3\cdot x) = 4\cdot\cos^3(x) - 3\cdot\cos(x) \\ \cos(4\cdot x) = 8\cdot\cos^4(x) - 4\cdot\cos(2\cdot x) - 3 \end{cases} \qquad (4)$$

Através de (4) pode-se concluir que inferências sobre a amplitude de harmônicas superiores podem ser realizadas através de relações trigonométricas e da amplitude da componente fundamental.

Dessa forma, a cada instante de tempo discreto *n*, as estimativas das harmônicas de ordem superior podem ser obtidas diretamente a partir das amostras do sinal de 60 Hz, adquirido por conversão analógico-digital, da seguinte maneira:

$$\begin{cases} x_{F120}(n) = 2 \cdot x^2(n) - 1 \\ x_{F180}(n) = 4 \cdot x^3(n) - 3 \cdot x(n) \\ x_{F240}(n) = 8 \cdot x^4(n) - 4 \cdot x_{F120}(n) - 3 \end{cases} \quad (5)$$

onde o símbolo *F* significa componente em fase e os três dígitos seguintes correspondem à freqüência da harmônica estimada. As componentes em quadratura são obtidas através da utilização de amostras atrasadas das componentes em fase, ou seja:

$$x_{Qf}(n) = x_{Ff}\left(n - round\left(\frac{f_{amos}}{4f}\right)\right) \quad (6)$$

onde *round*(·) é a operação de arredondamento, *f* é a freqüência da harmônica desejada e f_{amos} é a freqüência de amostragem do sistema de aquisição.

Em decorrência de (6), a freqüência de amostragem deve ser escolhida de forma que $f_{amos}/(4f)$ seja um número inteiro para a melhor estimativa possível. Testes exaustivos indicaram que aproximações razoáveis também são obtidas para $f_{amos}/(4f)$ fracionário.

Um importante fator de degradação de desempenho é o aparecimento de um nível contínuo (DC) associado a cada uma das estimativas. Para corrigir esse problema, a cada equação de (5) é associado um filtro adaptativo de um único coeficiente cujo objetivo é a retirada do nível DC.

Garantindo-se, por normalização, que o sinal de referência *x*(*n*) possua potência unitária, garante-se que cada uma das estimativas avaliadas também possua potência unitária. Como conseqüência, evita-se a necessidade de um controlador automático de ganho no sistema [9]. O fator de normalização multiplicado pelo sinal de referência a cada amostra adquirida é dado por

$$k(n) = \frac{2N}{\pi \sum_{k=0}^{N-1} \left| x_{60}(n-k) \right| + \varepsilon} \quad (7)$$

onde *N* é um múltiplo de $f_{amos}/60$ e ε é o chamado fator de regularização. Seu objetivo é impedir a divisão por zero, ou por um número muito pequeno, e o conseqüente *overflow* da operação. O somatório no denominador de (7) pode ser calculado recursivamente, minimizando o custo computacional da operação.

Resultados

O algoritmo proposto foi implementado em um sistema de aquisição de sinais biológicos de quatro canais para aplicações em anestesiologia [10]. Foi analisada a influência da interferência da rede de alimentação sobre três tipos de sinais: eletrocardiográficos (ECG), eletroencefalográficos (EEG) e potenciais evocados auditivos de média latência (MLAEP – *midlatency auditory evoked potentials*). Para fins de verificação do desempenho do novo cancelador, foram registrados sinais de seis voluntários normais em laboratório e sete pacientes submetidos a cirurgias abdominais. A freqüência de amostragem utilizada foi de 1 kHz para ECG, EEG e sinal da rede e de 5 kHz para promediação do MLAEP.

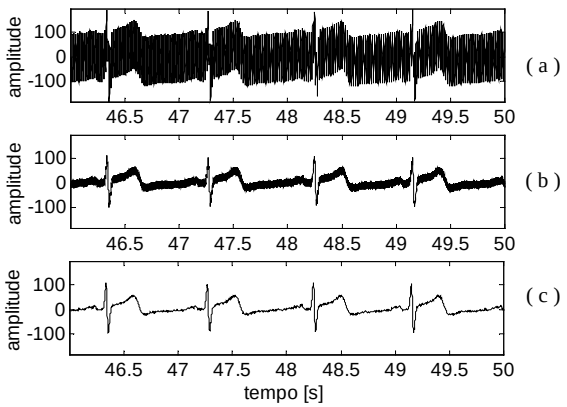


Figura 2: Sinal ECG contaminado (a), sinal processado pelo cancelador convencional (b), sinal processado pelo algoritmo proposto (c).

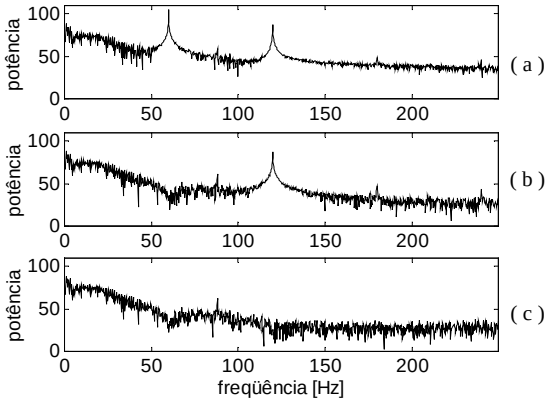


Figura 3: Espectro de potência de sinais ECG. Sinal contaminado (a), sinal processado pelo cancelador convencional (b), sinal processado pelo algoritmo proposto (c).

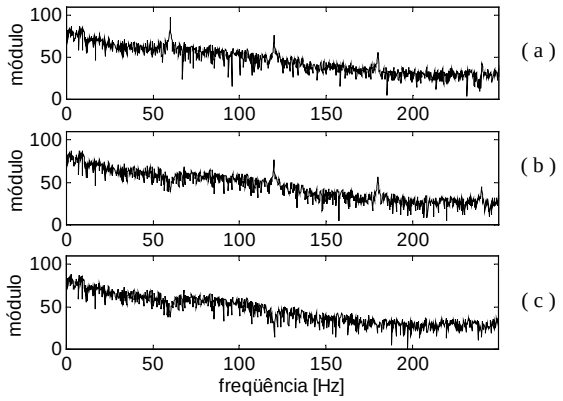


Figura 4: Espectro de potência de sinais EEG. Sinal contaminado (a), sinal processado pelo cancelador convencional (b), sinal processado pelo algoritmo proposto (c).

O algoritmo foi implementado em linguagem *C* e os parâmetros utilizados foram $\mu = 0{,}05$ e $\varepsilon = 10^{-6}$. Para enfatizar a interferência da rede de alimentação, as aquisições em laboratório foram realizadas propositadamente com alta impedância de acoplamento entre os eletrodos e desbalanceamento de 30 kΩ entre as

entradas do amplificador diferencial. Todos os resultados apresentados são representativos de um conjunto maior de experimentos. As Figs. 2 e 3 referem-se à sinais ECG, a Fig. 4 apresenta o espectro de potência de um trecho de sinal EEG, ambas de indivíduos normais. A Fig. 5 apresenta resultados para sinais MLAEP adquiridos em sala cirúrgica.

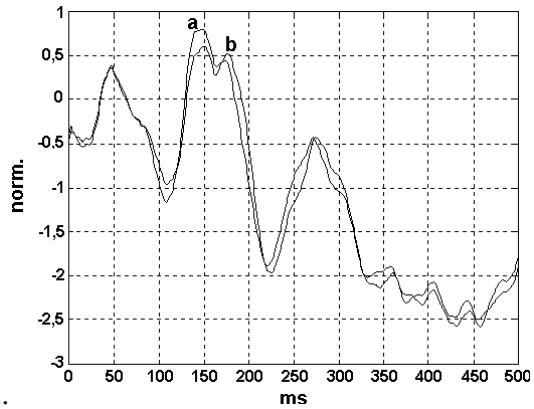


Figura 5: MLAEP. (a) sinais não-processados; (b) sinais processados pelo algoritmo proposto.

Discussão

Na Fig. 2, são apresentados resultados da utilização do cancelador adaptativo em sinais ECG de um voluntário normal. A Fig. 2a apresenta o ECG contaminado mostrando os altos níveis de ruído interferente. Na Fig. 2b, apresenta-se o resultado da aplicação do cancelador convencional (Fig. 1) que utiliza apenas o sinal de 60 Hz. A Fig. 2c apresenta o sinal proveniente da aplicação do algoritmo proposto. Uma maior qualidade é obtida pelo cancelamento das harmônicas superiores.

A Fig. 3 apresenta o espectro de potência dos sinais da Fig. 2. Pode-se verificar que, diferentemente do cancelador convencional, o novo algoritmo realiza a diminuição da interferência provocada pelas harmônicas superiores (120, 180 e 240 Hz).

A Fig. 4 refere-se ao espectro de potência de um trecho de sinal EEG (indivíduo normal) para o sinal contaminado (Fig. 4a), sinal processado pelo cancelador convencional (Fig. 4b) e sinal processado pelo novo algoritmo (Fig. 4c). Verifica-se claramente o cancelamento da influência do 60 Hz e das harmônicas superiores pelo novo algoritmo.

Na Fig. 5 apresenta-se uma comparação entre o MLAEP, de um paciente submetido a cirurgia, obtido a partir de sinais não-processados e de sinais sujeitos ao algoritmo proposto. Nota-se que a aplicação do novo algoritmo não acarreta distorções em amplitude ou fase. Entretanto, sua utilização resulta em uma diminuição significativa do número de épocas rejeitadas ao longo do processo de promediação. Em situações práticas (colocação adequada dos eletrodos), sinais *in natura* podem acarretar rejeição de até 94% das épocas de EEG durante a promediação do MLAEP (devido a interferência gerada pela unidade eletrocirúrgica). A utilização do novo algoritmo, nos mesmos sinais, diminui as rejeições para um máximo de 0,14% [10].

Conclusão

Esse trabalho apresenta um novo algoritmo para a implementação de um cancelador adaptativo de baixo custo computacional e grande eficácia. A partir do sinal de referência de 60 Hz aquisitado, o algoritmo estima as harmônicas superiores, utilizando esses resultados para o cancelamento da interferência associada ao sinal de interesse. Resultados da implementação desse algoritmo em um sistema real de aquisição de sinais biológicos demonstraram o excelente desempenho da estrutura proposta em sinais ECG, EEG e MLAEP.

Referências

[1] CHIMENO, M.F., PALLÀS-ARENY, R., "A Comprehensive Model for Power Line Interference in Biopotential Measurements", *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*. 49(3):535-40, 2000.

[2] OTT, H., *Noise Reduction Techniques in Electronic Systems*, second edition, John Wiley & Sons, 1988.

[3] EL-SHERIEF, H., HARBERTS, H., PHAM, S., EL-SHERIEF, N., 'Design of a High Resolution Solid State Ambulatory (Holter) ECG Recorder', *Proc. of IEEE 17th Annual Conf. of the Eng. in Med. and Biology Society*. pp. 1667-1668:1995.

[4] HAMILTON, P.S., "A Comparison of Adaptive and Nonadaptive Filters for Reduction of Power Line Interference in the ECG", *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*. 43(1):105-109, 1996.

[5] WANG, J.D., TRUSSELL, H.J., "Adaptive Harmonic Noise Cancellation with an Application to Distribution Power Line Communications", *IEEE Trans. on Communications*. 36(7):875-84, 1988.

[6] WIDROW, B., GLOVER-JR., J.R., MCCOOL, J.M., *et al.*, "Adaptive Noise Cancelling: Principles and Applications", *Proceedings of the IEEE*. 63(12): 1692-1716, 1975.

[7] GRADSHTEYN, I.S., RYZHIK, I.M., *Table of Integrals, Series, and Products*, Academic Press, 2000.

[8] GLOVER, J.R., "Comments on Digital Filters for Real-Time ECG Signal Processing using Microprocessors", *IEEE Trans. on Biom. Eng.*. BME 34:962, 1987.

[9] COSTA, M.H., BERMUDEZ, J.C.M., 'An Improved Model for the Normalized LMS Algorithm with Gaussian Inputs and Large Number of Coefficients', *Proc. of Icassp*. pp. 1-4:2002.

[10] TAVARES, M.C., *Aquisição e Processamento de Sinais Bioelétricos Neurofisiológicos Intraoperatórios*, Tese de Doutorado, Universidade Federal de Santa Catarina, 2003.

ANÁLISE DE PARÂMETROS TEMPORAIS E ESPECTRAIS DO EMG PARA CLASSIFICAÇÃO DE DIFERENTES PADRÕES DE CONTRAÇÕES

R. L. Ortolan*, C. Itiki** e A. Cliquet Jr. *,***

* USP / Lab. Biocibernética e Eng. Reabilitação (SEL-EESC), São Carlos-SP, Brasil
** USP / Lab. Eng. Biomédica (PTC-EPUSP), São Paulo-SP, Brasil
*** UNICAMP / Depto. de Ortopedia e Traumatologia, Campinas-SP, Brasil

e-mail: ortolan@sel.eeesc.sc.usp.br

Abstract: This work aimed at analysing the best parameters to classify different muscular contraction patterns. The four contraction types studied in this work were finger extension and flexion, and fist extension and flexion. Surface electrodes were placed over flexor and extensor muscle groups, in the forearm. The results indicated that the area under the curve of the signal is capable of separating at least 3 contraction classes. However, the classification of all the 4 contraction types demanded the combined use of temporal and spectral parameters. Mean and median frequencies presented the best results among the studied spectral parameters.
***Key-works*: EMG, Temporal Parameters, Spectral Parameters, Pattern Recognition.**

Introdução

O sinal mioelétrico (SME) foi considerado por algum tempo como um processo puramente estocástico [1, 2], com uma distribuição de amplitude Gaussiana com média zero [3]. No entanto Hudgins *et al*. [4] encontraram características determinísticas no SME durante os 300 ms iniciais de uma contração muscular. Desta forma torna-se possível obter um padrão do SME utilizando o início das contrações.

Como os diferentes movimentos de um membro são realizados pelo recrutamento diferenciado dos músculos localizados no membro proximal [5], e considerando que eletrodos de superfície captam sinais referentes às atividades dos vários grupos musculares localizados nas proximidades dos eletrodos, então se pode captar diferentes padrões do SME relacionados com cada tipo de movimento utilizando eletrodos de superfície.

Vários autores têm utilizado diferentes técnicas de reconhecimento do SME. Hudgins *et al*. [4] captaram 200 ms iniciais das contrações do biceps e triceps braquial e aplicaram os seguintes parâmetros: média do valor absoluto, número de cruzamentos pelo zero, número de picos do valor absoluto e comprimento do traço do sinal, em uma rede neural artificial de 3 camadas com algoritmo de treinamento por *backpropagation* (retropropagação). Kuruganti *et al*. [6], utilizaram 240 ms do SME e fizeram uma análise da melhor forma de captação do sinal, utilizando a mesma técnica de reconhecimento de Hudgins *et al*., e concluíram que para o caso de aquisição dos sinais do antebraço o sistema reconhece melhor o sinal, quando utilizados dois eletrodos de captação, um localizado no grupo extensor e outro no grupo flexor do punho.

A fim de evitar o pré-processamento do SME foram feitos testes realizando o reconhecimento de padrões por meio do próprio sinal e não através dos seus parâmetros, neste caso foi utilizada uma rede neural com 3 camadas e 200 entradas, em cada entrada foi aplicada uma amostra do intervalo determinístico do sinal (200 ms) amostrado a 1kHz [7]. No entanto a utilização dos parâmetros dos sinais diminui o número de entradas no sistema de classificação e consequentemente o custo computacional.

Diferentes parâmetros como a transformada wavelet [8], espectrograma [9], coeficientes do modelamento auto-regressivo [10] e coeficientes cepstrais [11] da parte determinística do sinal já foram utilizados.

Apesar de ser possível obter vários tipos de parâmetros os mais utilizados são os temporais e espectrais por necessitar menor processamento, sobretudo os parâmetros temporais, pois não se faz necessário o uso de nenhuma transformada (Fourier ou wavelet) além de apresentarem resultados satisfatórios [12].

Como o sucesso de qualquer sistema de reconhecimento de padrões depende da escolha dos parâmetros usados para representar o sinal, neste trabalho serão extraídas características temporais e espectrais do intervalo determinístico do SME, e analisados os melhores parâmetros para uma posterior classificação entre os diferentes padrões de contração.

Materiais e Métodos

Toda a análise foi realizada por meio de simulação computacional utilizando o software Matlab da Mathworks Inc.

Os sinais mioelétricos foram captados por meio de eletrodos de superfície ativos diferenciais com ganho de 20 vezes, em seguida o sinal foi amplificado mais 50 vezes em uma placa condicionadora de sinais, totalizando um ganho de 1000 vezes, nesta placa o sinal passou por um filtro passa baixa *anti-aliasing* de 500 Hz

e um filtro passa alta de 20 Hz para cancelar o nível DC e atenuar as possíveis oscilações da linha de base. Este sinal foi então amostrado a uma taxa de 1000 Hz, por uma interface de aquisição de dados com conversores A/D de 12 bits.

Os eletrodos foram localizados sobre as regiões do grupo extensor e flexor da mão, músculos situados no antebraço. O posicionamento dos eletrodos foi adotado segundo Delagi *et al*. [13]. O eletrodo do grupo extensor foi posicionado entre os pontos referentes aos músculos 'Extensor dos Dedos' e 'Extensor Radial do Carpo', e o eletrodo do grupo flexor sobre o ponto referente ao músculo 'Palmar Longo'. Como eletrodo de referência foram utilizados eletrodos descartáveis da marca Noraxon (modelo#270), de 1 cm^2 de área, aplicados no Epicôndilo Medial (região medial do osso do cotovelo).

Foram adotados quatro padrões de contração de um mesmo indivíduo, captados em quatro datas diferentes. Cada movimento foi realizado 25 vezes, totalizando 100 sinais para cada tipo de contração. Os movimentos realizados foram extensão e flexão dos dedos, e extensão e flexão do punho.

O próximo passo foi a extração dos pontos equivalentes aos primeiros 200 ms da contração muscular. Este processo foi realizado por meio de uma rotina implementada com o software MatLab. Esta rotina procura uma amostra do sinal com valor acima de um determinado limiar, e calcula o valor eficaz (RMS) de uma janela dos 200 pontos seguintes. Caso o RMS desta janela tenha valor acima do limiar então esta amostra é considerada o ponto do início da contração, caso contrário é procurado outra amostra, e conferido novamente se este é o inicio da contração.

Os dois sinais (do grupo extensor e flexor) foram normalizados entre -1 e 1 sempre adotando o maior sinal entre eles como referência.

Obtendo os sinais referentes aos inícios das contrações foram montados 4 arquivos referentes a cada tipo de contração (extensão e flexão dos dedos, e extensão e flexão do punho). Em cada arquivo existem 200 sinais sendo 100 para o grupo Flexor e 100 para o grupo Extensor.

Foram então calculados os parâmetros temporais e espectrais de cada sinal. Os parâmetros temporais foram o RMS, a área, a média retificada, a variância, a mediana retificada e a diferença entre as amostras da janela de 200 ms. As equações de 1 a 4 indicam como foram obtidos estes parâmetros

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N}\cdot\sum_{i=1}^{N} x(i)^2} \qquad (1)$$

$$\text{Área} = \sum_{i=1}^{N} /x(i)/ \qquad (2)$$

$$\text{Média Retificada} = \frac{1}{N}\cdot\sum_{i=1}^{N} /x(i)/ \qquad (3)$$

$$\text{Diferença entre as Amostras} = \sum_{i=1}^{N-1} /x(i+1)-x(i)/ \qquad (4)$$

Sendo $x(i)$ o sinal mioelétrico no instante i e N o número de amostras do sinal, neste caso N=200.

Ainda no domínio do tempo foram obtidos parâmetros quanto à variação do sinal; neste caso foram calculados o: número de picos positivos e negativos, número de *turns* (inversões no coeficiente linear do sinal), soma dos picos positivos e negativos, soma dos *turns*, número de cruzamentos pelo zero e diferença entre os picos adjacentes. Para o cálculo destes parâmetros foram consideradas apenas variações acima de 0,1 , a fim de evitar valores provenientes de ruído branco, que não fazem parte do sinal. O que diferencia os *turns* dos picos é que os *turns* são as inversões no coeficiente linear, ou seja além dos picos também incluem os vales do sinal.

Para o cálculo dos parâmetros espectrais foi calculado o espectro de densidade de potência (EDP) e obtido: a área sob o EDP, a Frequência Mediana, o máximo valor do EDP e sua frequência associada, os momentos 0, 1 e 2 e sua Frequência Central (também chamada de Frequência Média). As equações de 6 a 9 indicam como estes parâmetros foram calculados. Onde F_S é a frequência de amostragem, $EDP(i)$ é a EDP do sinal mioelétrico na frequência i, calculado de acordo com a equação 5.

$$EDP(i) = \frac{\left|FFT[x(i)]\right|^2}{N} \qquad (5)$$

$$\text{Área sob o EDP} = \sum_{i=1}^{N} EDP(i) \qquad (6)$$

$$\text{Frequência Mediana} = n_F \cdot {F_S}/{N} \quad \text{tal que:}$$

$$\sum_{i=1}^{n_F} EDP(i) = \sum_{i=n_F}^{N} EDP(i) = \frac{1}{2}\cdot\sum_{i=1}^{n_F} EDP(i) \qquad (7)$$

$$\text{Máximo Valor no EDP} \Rightarrow \max(EDP(i)) \qquad (8)$$

Momento:

$$M_k = \frac{1}{N}\cdot\sum_{i=1}^{N}\left(i\cdot {F_S}/{N}\right)^k \cdot EDP(i) \qquad (9)$$

$$\text{Frequência Central} \Rightarrow FC = \frac{M_1}{M_0} \qquad (10)$$

Resultados

Nas tabelas 1 e 2 são apresentados as médias dos parâmetros obtidos e seus respectivos desvios padrões para cada tipo de contração.

Tabela 1: Médias e Desvio Padrão dos parâmetros obtidos da captação no Grupo Extensor

Parâmetros	GRUPO EXTENSOR							
	Ext. do punho		Ext. dos dedos		Flex. do punho		Flex. dos dedos	
	MÉDIA	D. P.	MÉDIA	D. P.	MÉDIA	D. P.	MÉDIA	D. P.
RMS	0.292	± 0.048	0.240	± 0.071	0.029	± 0.012	0.221	± 0.058
ÁREA	44.5	± 8.4	36.3	± 11.7	4.5	± 1.8	31.4	± 9.5
Média Retificada	0.224	± 0.042	0.182	± 0.059	0.023	± 0.009	0.158	± 0.048
Variância	0.087	± 0.028	0.061	± 0.032	0.00085	± 0.00080	0.051	± 0.026
Mediana Retificada	0.175	± 0.040	0.142	± 0.054	0.018	± 0.008	0.111	± 0.044
Dif. entre amostras	36.5	± 7.4	30.5	± 10.1	3.7	± 1.5	20.7	± 6.1
Nº de Picos Positivos	27.1	± 3.5	26.3	± 5.8	0.4	± 1.4	16.0	± 5.2
Nº de Picos Negativos	25.3	± 3.9	22.1	± 5.2	1.1	± 2.2	19.2	± 4.7
Nº de Picos	52.4	± 6.0	48.4	± 10.4	1.5	± 3.4	35.2	± 8.5
Nº de *Turns*	57.9	± 7.6	52.8	± 12.1	1.5	± 3.4	40.2	± 10.7
Soma Picos Positivos	9.6	± 2.2	8.5	± 3.3	0.05	± 0.19	4.0	± 1.8
Soma Picos Negativos	9.3	± 2.1	7.0	± 2.7	0.14	± 0.31	6.7	± 2.3
Soma de Picos	19.0	± 4.1	15.5	± 5.8	0.19	± 0.47	10.7	± 3.8
Soma de *Turns*	20.1	± 4.5	16.3	± 6.2	0.19	± 0.47	11.7	± 4.3
Cruzamentos pelo Zero	36.6	± 5.6	33.6	± 8.5	0.32	± 1.12	21.1	± 6.3
Diferença entre Picos	30.3	± 7.0	24.4	± 9.6	0.11	± 0.39	15.3	± 6.1
Área Sob o EDP	3.2	± 1.3	2.5	± 1.5	0.039	± 0.035	2.2	± 1.4
Frequência Mediana	108	± 18	106	± 21	72	± 48	71	± 16
Máximo Valor no EDP	0.25	± 0.12	0.21	± 0.18	0.0074	± 0.0114	0.24	± 0.21
Freq. de máx. no EDP	90	± 32	81	± 40	28	± 43	50	± 34
Momento 0	0.025	± 0.010	0.020	± 0.012	0.00033	± 0.00030	0.017	± 0.011
Momento 1	3.2	± 1.4	2.4	± 1.4	0.033	± 0.028	1.6	± 1.0
Momento 2	564	± 262	433	± 265	7.4	± 6.7	227	± 151
Frequência Central	128	± 15	125	± 16	114	± 34	91	± 13

Tabela 2: Médias e Desvio Padrão dos parâmetros obtidos da captação no Grupo Flexor

Parâmetros	GRUPO FLEXOR							
	Ext. do punho		Ext. dos dedos		Flex. do punho		Flex. dos dedos	
	MÉDIA	D. P.	MÉDIA	D. P.	MÉDIA	D. P.	MÉDIA	D. P.
RMS	0.058	± 0.043	0.208	± 0.047	0.240	± 0.046	0.218	± 0.059
ÁREA	7.6	± 4.9	28.6	± 7.0	33.2	± 7.7	32.2	± 9.2
Média Retificada	0.038	± 0.025	0.144	± 0.035	0.167	± 0.039	0.162	± 0.046
Variância	0.0048	± 0.0080	0.045	± 0.020	0.060	± 0.023	0.050	± 0.026
Mediana Retificada	0.025	± 0.014	0.094	± 0.028	0.112	± 0.032	0.122	± 0.039
Dif. entre amostras	6.1	± 3.9	27.3	± 7.1	35.4	± 7.8	22.4	± 6.5
Nº de Picos Positivos	3.4	± 4.8	22.6	± 5.3	26.4	± 4.8	21.3	± 5.9
Nº de Picos Negativos	2.8	± 3.7	20.7	± 4.7	27.3	± 4.8	19.1	± 5.5
Nº de Picos	6.2	± 7.6	43.3	± 8.7	53.8	± 8.5	40.4	± 8.5
Nº de *Turns*	6.6	± 8.4	45.9	± 9.7	56.7	± 9.4	45.9	± 10.9
Soma Picos Positivos	0.7	± 1.2	6.3	± 1.9	8.5	± 2.3	5.6	± 2.1
Soma Picos Negativos	0.7	± 1.0	6.8	± 2.2	8.7	± 2.3	6.1	± 2.5
Soma de Picos	1.4	± 2.1	13.1	± 3.9	17.2	± 4.4	11.7	± 4.0
Soma de *Turns*	1.5	± 2.2	13.5	± 4.1	17.8	± 4.7	12.8	± 4.5
Cruzamentos pelo Zero	3.0	± 5.0	31.8	± 7.1	39.2	± 7.3	24.2	± 6.2
Diferença entre Picos	1.8	± 3.3	21.8	± 6.9	28.6	± 7.8	16.8	± 6.0
Área Sob o EDP	0.20	± 0.39	1.87	± 0.93	2.53	± 1.17	2.03	± 1.15
Frequência Mediana	85	± 65	135	± 21	157	± 23	79	± 22
Máximo Valor no EDP	0.033	± 0.055	0.127	± 0.065	0.162	± 0.085	0.204	± 0.152
Freq. de máx. no EDP	64	± 120	113	± 48	141	± 43	66	± 33
Momento 0	0.0017	± 0.0031	0.0145	± 0.0072	0.0196	± 0.0091	0.0160	± 0.0090
Momento 1	0.18	± 0.41	2.24	± 1.16	3.38	± 1.51	1.59	± 0.90
Momento 2	36	± 74	467	± 252	762	± 340	255	± 144
Frequência Central	121	± 63	154	± 15	174	± 17	100	± 18

Discussão

Ao realizar o reconhecimento dos padrões do SME dois fatores devem ser levados em conta: a provável localização dos eletrodos em pontos diferentes cada vez que o paciente se conectar ao equipamento e a grande variação nas características do sinal capturado entre indivíduos diferentes. Entre os amputados isto é agravado graças às diferentes alterações na estrutura muscular remanescente [14]. Para contornar estes problemas é interessante que o método de reconhecimento de padrões seja capaz de ser "ensinado" a reconhecer cada tipo de sinal.

Analisando as médias e desvios padrões nas tabelas pode-se observar que com os parâmetros temporais já é possível classificar 3 tipos de contrações, a extensão do punho (valores altos para grupo extensor e baixos para grupo flexor), a flexão do punho (valores baixos para grupo extensor e altos para grupo flexor) e o movimento dos dedos (valores altos para grupo extensor e altos para grupo flexor), isso se deve ao fato de que o movimento dos dedos utiliza os grupos agonista e antagonista, enquanto que o movimento do punho recruta apenas os grupos agonistas. Como os parâmetros temporais indicam o nível de atividade muscular então se pode utilizar um destes parâmetros para classificar os sinais nestas 3 classes. Dentre os parâmetros temporais o cálculo da área é o que requer menos recurso computacional, pois realiza apenas a soma dos valores do sinal, sendo assim o mais indicado para utilizações em tempo real.

Pode-se observar que para classificar os sinais de contração dos dedos não é possível a utilização de parâmetros temporais relacionados com a amplitude. No entanto os parâmetros relacionados com o número de picos ou cruzamentos pelo zero indicam uma certa diferença entre a extensão e flexão dos dedos constatando que um sinal varia mais rapidamente que o outro, porém ainda existe sobreposição nos valores dos desvios padrões.

Como os parâmetros espectrais também estão relacionados com a variação do sinal apresentam uma resposta parecida ao número de picos e cruzamentos pelo zero, mas pode-se observar que as frequências mediana e central apresentam valores distintos para a extensão e flexão dos dedos (observando também o desvio padrão) de forma a poder classificar convenientemente estes dois sinais.

Devido ao alto custo computacional para calcular a transformada discreta de Fourier (TDF) deve-se dar preferência aos parâmetros temporais (onde já é possível separar três classes de contrações), no entanto para separar convenientemente as quatro classes seria necessário o cálculo da TDF para usar a Frequência Central ou Mediana e separar sinais de extensão e flexão dos dedos.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer à FAPESP e CAPES, pelos recursos concedidos.

Referências

[1] KREIFELDT, J.G.; YAO, S.: "A signal-to-noise investigation of nonlinear electromyographic processors". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 21(**4**): p.298-308, 1974.

[2] DELUCA, C.J.: "Physiology and Mathematics of Myoelectic Signals". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 26(**6**): 313-325, 1979.

[3] PARKER, P.A.; STULLER, J.; SCOTT, R.N.: "Signal processing for the multistate myoelectric channel". *Proc. IEEE*, 65(**5**): 662-674, 1977.

[4] HUDGINS, B.; PARKER, P.; SCOTT, R.N.: "A new strategy for multifunction myoelectric control". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 40(1): 82-94, 1993.

[5] KENDALL, F.P.; MCCREARY, E.K.: *Músculos: Provas e Funções.* São Paulo: Ed. Manole, 1986.

[6] KURUGANTI, U.; HUDGINS, B.; SCOTT, R.N.: "Two-channel enhancement of a multifunction control system". *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, 42(**1**): 109-111, 1995.

[7] CUNHA, F.L. *et.al.*: "O uso de redes neurais artificiais para o reconhecimento de padrões em uma prótese mioelétrica de mão". *Cong. Iberoamericano Iberdiscap*, Madrid 2000, pp.339-342.

[8] ENGLEHART, K.; HUDGINS, B.; PARKER, P.A.: "A Wavelet Based Continuous Calassification Scheme for Multifunction Myoelectric Control". *IEEE Trans. Biomed Eng.*, 48(**3**): 302-3011, 2001.

[9] GALLANT, P.J.; MORIN, E.L.; PEPPARD, L.E.: "Feature-based classification of myoelectric signals using artificial neural networks". *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 36: 485-489, 1998.

[10] LATWESEN, A.; PATTERSON, P.E.: "Identification of lower arm motions using EMG signals shoulder muscles". *Med. Eng. Phys.*, 16: 113-121, 1994.

[11] PARK, S.H.; IEE, S.P.: "EMG pattern recognition based on artificial intelligence techniques". *IEEE Trans. Rehabilitation Eng.*, 6(**4**): 400-405, 1998.

[12] HUANG, H.P.; CHEN, C.Y.: "Development of a myoelectric discrimination sistem for a multi-degree prosthetic hand", *Proc. IEEE Inter. Conf. Robotics and Automation*, (**3**), pp.2392-2397, 1999.

[13] DELAGI, E.F.; PEROTTO, A.; IAZZETTI , J.; MORISON, D.: *Anatomic guide for the electromyographer*. Springlield: C Thomas, 1981.

[14] O'NEILL,P.A.; MORIN,E.L.; SCOTT,R.N:"Myoelectric signal characteristics from muscles residual upper limbs". *IEEE Trans. Rehab.*, 2(**4**): 266-270, 1994.

ENHANCEMENT OF BONY TISSUE REPAIR BY LOW-INTENSITY PULSED ULTRASOUND

O. Rodríguez*, J. E. Chong-Quero** and R. Monreal***

*Institute of Cybernetics, Mathematics and Physics/Ultrasonics Department, Havana, Cuba
**Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey – Campus Estado de México / Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Atizapán, Estado de México, México
***Hospital "Comandante Manuel Fajardo", Havana, Cuba

e-mail: reyrua@icmf.inf.cu

Abstract: Ultrasound treatment has been shown to stimulate bone fracture repair in many clinical studies. This paper presents the results obtained in a study effected in the hospital "Comandante Manuel Fajardo" in Havana, Cuba, between April 2000 and June 2001 with the use of this technique. A total of fifteen ununited fractures, including new fractures, delayed unions and nonunions were treated daily for twenty minutes with a pulsed ultrasound signal of 30 mW/cm^2 (SATA), and pulse bursts width of 400 μs repeated with a frequency of 0,5 kHz. Many of the patients had multiple attempts to achieve union, which failed. Radiographic evidence of healing was the bridging by callus of three cortices, and patients were clinically healed when they could weightbears without pain. None treatment failed.

***Keywords*: Ultrasound therapy, Fracture repair, Nonunion.**

Introduction

One of the most promise applications of ultrasound for therapeutic purposes is for the acceleration of osseous fracture repair, despite the specific mechanism by which ultrasound can stimulate fracture healing remains unknown.

However, different paths of action have been reported. Studies in vitro have indicated responses to low-intensity ultrasound which include; elevated level of calcium, PGE2 and stimulation to the expression of genes associated with bone repair among others events [1-6].

Any way, since Duarte in 1983 reported in a model of rabbits, that low-intensity pulsed ultrasound can accelerate the healing of the fracture at the site of bilateral osteotomy of fibula and at bilateral drill holes on the cortex of femur, by radiological and histological evaluations, in a placebo controlled study [7], many others clinical investigations with the use of low-intensity pulsed ultrasound have shown successful healing of fresh fractures, delayed unions and nonunions [8-11].

Taken into account these results about the use of low-intensity pulsed ultrasound in the treatment of bone fractures, the purposes of our work were:

1) Design an ultrasound therapy equipment for ultrasound applications.
2) Use this therapy for patients affected firstly of delayed union and nonunions.
3) Evaluate the utility of this technique.

The Theramed 101B ultrasound therapy generator implemented is an advanced microprocessor-controlled apparatus, designed in compliance with the IEC Standards.

Materials and Methods

The principal characteristics of the Theramed 101B are:

Ultrasound transducer:	25 mm piezoceramic transducer.
Frequency:	1 MHz.
Ultrasound intensity:	from 30 to 40 mW/cm^2, selected in steps of 10 mW/cm^2 (SATA)*.
Treatment time:	from 1 to 30 minutes selected in steps of 1 minute.
Application mode:	pulsed.
Pulse burst width:	400 μs containing approximately 400 sine-wave pressure pulses.
Pulse repetition rates:	0,5 kHz.

*Spatial Average - Temporal Average

There were a total of fifteen patients in the study. The patients were treated daily for twenty minutes with a pulsed ultrasound signal of 30 mW/cm^2 (SATA) and pulse bursts width of 400 μs repeated with a frequency of 0,5 kHz. Ultrasound water based coupling gel was used between the transducer and the skin, to obtain effective ultrasound transmission to the fracture.

Results

Table I presents data from the time of fracture date, to the start of ultrasound therapy, for each fractured bone. The time from the start of ultrasound therapy to healed fracture, is given in Table II.

Table I: Time from fracture date to the start of ultrasound therapy

Bone	Subtotal	0-90 days	91-150 days	151-270 days	No-unions
Scaphoid	6	0	0	2	4
Humerus	3	0	2	1	0
Tibia	3	0	0	0	3
Radius	1	0	1	0	0
Metacarpal	2	2	0	0	0
Total	15	2	3	3	7

Table II: Time for the start of ultrasound therapy to healed fractures.

Bone	Subtotal	0-90 days	91-150 days	151-270 days	No-unions
Scaphoid	6	6	0	0	0
Humerus	3	3	0	0	0
Tibia	3	1	2	0	0
Radius	1	1	0	0	0
Metacarpal	2	2	0	0	0
Total (no failed)	15	13	2	0	0

Discussion

In the study were treated new fractures, delayed unions and nonunions. According to the FDA classification, a nonunion is considered to be established when the fracture site shows no visible progressive signs of healing. The used policy regarding fracture nonunions, is based on data presented to the FDA as part of the approval process for SAFHS® as a treatment of fracture nonunions [12]. The Sonic Accelerated Fracture Healing System (SAFHS® Exogen, Inc.) was initially cleared for marketing by the FDA in October 1994 as a treatment of fresh, closed, posteriorly displaced distal radius (Colles) fractures [13] and fresh, closed, or grade I open tibial diaphysis fractures in skeletally mature individuals when these fractures are orthopedically managed by closed reduction and cast immobilization [14]. In a study Nolte et al [15] published results of ultrasound fracture healing in 29 patients whose fractures showed no radiologic evidence of healing, in a minimum of three months from the fracture date. With ultrasonic treatment twenty-five of the 29 patients showed complete healing in an average treatment time of 22 weeks.

However, in spite of the above mentioned and the favorable results, an exact understanding of physical events in tissue induced by ultrasound and the related biological responses linked to the stimulation of bone repair, is pending of a full explanation [16]. Intensive efforts have been done through well-conducted studies and following different approaches, with the aim of elucidate how ultrasound can induce its therapeutic effects to stimulate bone repair.

Nevertheless, ultrasound is a mechanical stimulus that can be applied in a noninvasively way in the site of the bone fracture and its therapeutics results may be linked with the well known impact that has the action of the mechanical forces in the development and remodeling process of the bone tissue [17-18].

Conclusions

The number of patients treated in this study is rather low and in our opinion no statistic analysis could be done in this case. The healing rate obtained was of 100%. Nevertheless, other studies made with a great number of patients [11] indicate indexes of healing rate of an 86%. Therefore our independent work which is in agreement with the international reports suggests that low-intensity pulsed ultrasound therapy can be certainly useful in the treatment of established nonunions. This corroboration is the basic conclusion of our work.

References

[1] Ryaby, J. T., Bachner, E. J., Bendo, J. A., Dalton, P. F., Tannenbaum, S., Pilla, A. A., "Low-intensity pulsed ultrasound increases calcium incorporation in both differentiating cartilage and bone cell cultures", *Trans. Orthop. Res. Soc.*, pp. 14-15, 1989.

[2] Kokubu, T., Matsui, N., Fujioka, H., Tsunoda, M., Mizuno, K., 'Low intensity pulsed ultrasound exposure increases prostaglandin E2 production via the induction of cyclooxygenase-2 mRNA in mouse osteoblasts", *Biochem. Biophys. Res. Commun.*, Mar 16;256(2), pp. 284-287, 1999.

[3] Somjen, D., Binderman, I., Berger, E., Harell, A., "Bone remodeling induced by physical stress is prostaglandin E2 mediated", Biochem Biophys Acta, Vol. 627, pp. 91-100, 1980.

[4] Parvizi, J., Wu, C. C., Lewallen, D. G., Greenleaf, J. F., Bolander, M. E., "Low-intensity ultrasound stimulates proteoglycan synthesis in rat

chondrocytes by increasing aggrecan gene expression", *J. Orthop. Res.*, Jul;17(4), pp. 488-494, 1999.

[5] Wu, C. C., Lewallen, D. G., Bolander, M. E., Bronk, J., Kinnick, R., Greenleaf, J. F., "Exposure to low-intensity ultrasound stimulate aggrecan gene expression by cultured chondrocytes", 42nd Annul Meeting, Orthopaedic Research Society, Atlanta, GA, 1996.

[6] Naruse, K., Mikuni-Takagaki, Y., Azuma, Y., Ito, M., Oota, T., Kameyama, K., Itoman, M., "Anabolic response of mouse bone-marrow-derived stromal cell clone ST2 cells to low-intensity pulsed ultrasound", *Biochem. Biophys. Res. Commun.*, Vol. Feb 5; 286(1), pp. 216-220, 2000.

[7] Duarte, L. R., "The Stimulation of Bone Growth by Ultrasound", *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, Vol. 101, pp. 53-59, 1983.

[8] Heckman, J. D., Ryaby, J. P., MacCabe, J. M., Frey, J. J., Kilcoyne, R. F., "Acceleration of tibia fracture-healing by non-invasive, low-intensity pulsed ultrasound", *J. Bone Joint Surg.* [Am], Vol. 76(1), pp. 26-34, 1994.

[9] Kristiansen, T. K., Ryaby, J. P., McCabe, J., Frey, J. J., Roe, L. R., "Accelerated healing of distal fractures with the use of specific, low-intensity ultrasound", *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 79-A (1), No 7, pp. 961-973, 1997.

[10] Mayr, E., Wagner, S., Ecker, M., Ruter, A., "Ultrasound therapy for no unions. Three case reports", *Unfallchirurg*, Vol. 102(3), pp. 191-196, 1999.

[11] Mayr E, Mockl C, Lenich A, Ecker M, Ruter A ["Is low intensity ultrasound effective in treatment of disorders of fracture healing?"], *Unfallchirurg,* Feb:105(2): 108-115, 2002.

[12] Summary of Safety and Effectiveness Data. Exogen 2000® or Sonic Accelerated Fracture Healing System (SAFHS®). Exogen®, a Smith and Nephew Company, 10 Constitution Avenue, Piscataway, NJ, 2000.

[13] Kristiansen T.K., Ryaby J.P., McCabe J., Frey J.J., Roe L.R, "Accelerated healing of distal radial fractures with the use of specific, low-intensity ultrasound. A multicenter, prospective, randomized, double-blind, placebo-controlled study", *J Bone Joint Surg Am,* 79: 961-73, 1997.

[14] Heckman J.D., Ryaby J.P., McCabe J., Frey J.J., Kilcoyne R.F., "Acceleration of tibia fracture-healing by non-invasive, low intensity pulsed ultrasound", *J Bone Joint Surg Am,* 76: 26-34, 1994.

[15] Nolte P.A., van der Krans A., Patka P., Janssen I.M., Ryaby J.P., Albers G.H., "Low-intensity pulsed ultrasound in the treatment of nonunions, *"J Trauma,* Oct:51(4): 693-702, 2001.

[16] Warden S.J., Bennell K.L., McMeeken J.M., Wark J.D., "Acceleration of fresh fracture repair using the sonic accelerated fracture healing system (SAFHS): A review", *Calcf Tissue Int,* 66: 157-163, 2000.

[17] Wolff J., ["The law of bone remodeling]. Berlín: Hirshwald, 17-35, 1892.

[18] Rubin C., Xu G., Judex S., "The anabolic activity of bone tissue, suppresed by disuse, is normalized by brief exposure to extremely low magnitud mechanical stimuli", *FASEB J*, 15(12):2225-9, 2001.

TRANSDUCTORES ULTRASÓNICOS PIEZOELÉCTRICOS EN APLICACIONES DE DIATERMIA: CONSIDERACIONES DE DISEÑO

J. E. Chong-Quero*, O. Rodríguez** y L. Leija***

*Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey – Campus Estado de México / Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Atizapán, Estado de México, México
**Institute of Cybernetics, Mathematics and Physics/Ultrasonics Department, Havana, Cuba
***CINVESTAV - IPN/Sección Bioelectrónica, México DF, México

e-mail: jchong@itesm.mx

Abstract: The capacity for evaluating the transferability of ultrasonic energy or the efficiency, with which the acoustic contact is settled between the ultrasonic transducer and the external load, is an important factor in many diathermy applications. This aspect is not frequently analyzed in the literature. The present work exposes necessary considerations to take into account in the design of ultrasonic transducers by means of piezoceramic for the evaluation of the acoustic contact.

***Palabras clave*: Transductor, Ultrasonido, Contacto Acústico**

Introducción

En muchas aplicaciones de terapia por ultrasonidos, principalmente de diatermia, se observa que en una parte importante del tiempo de tratamiento, el contacto acústico efectivo, resulta una condición difícil de mantener de forma estable. Esto implica la imposibilidad de poder garantizar el suministro de una dosis de energía ultrasónica de forma precisa al paciente. Por lo tanto, en estas aplicaciones de los ultrasonidos, no solo resulta de suma importancia realizar un diseño adecuado con el objetivo de optimizar en el sistema de generación de ultrasonidos parámetros tales como ancho de banda, salida de potencia, eficiencia de conversión, etc., sino que adicionalmente es imprescindible tener un control lo más preciso posible de la energía que estando disponible en el transductor, es realmente transmitida al medio.

Por lo tanto, en estas aplicaciones es de importancia contar con un procedimiento que permita evaluar la eficiencia del contacto acústico entre el transductor y la carga.

Un procedimiento empleado para poder evaluar la capacidad del transductor de ultrasonidos para transmitir energía mecánica hacia el medio externo, se describe en [1]. En él se analizó la variación del módulo y fase de la impedancia del transductor a diferentes espesores del layer. Para ello, se usó un modelo clásico para describir la impedancia del transductor, en el cual, las pérdidas mecánicas se tomaron en cuenta a fin de obtener una mejor aproximación con condiciones reales.

No obstante este parámetro puede resultar en alguna medida, difícil de medir. En este sentido es necesario considerar varios aspectos cuando la cerámica piezoeléctrica es estimulada a frecuencias muy próximas a la de su resonancia mecánica. Entre los factores a considerar están las dimensiones laterales finitas del elemento activo, así como posibles no homogeneidades que puede presentar tanto en su composición, como de índole mecánica, en lo referente principalmente al espesor. Como resultado pueden estimularse distintos modos de oscilación diferentes al del espesor.

Mediciones y consideraciones de diseño

En las figuras 1 (a) y (b) se muestran mediciones típicas tanto del módulo de la impedancia eléctrica como de la fase, en cerámicas piezoeléctricas de potencia para un disco de 25 mm de diámetro, con frecuencia de resonancia alrededor de 1 MHz, de la firma "Morgan Electro Ceramics" [2].

En las mismas se observan unas diferencias notables con las curvas que teóricamente son predichas mediante simulación empleando un modelo unimensional electromecánico. En la figura 2 se muestra un modelo que puede ser derivado del modelo de Mason [3-4], donde se ha agregado además un generador de voltaje V1 con impedancia eléctrica Rg de 50 Ohms y un plato frontal.

En este modelo el transductor ultrasónico se interpreta como una red de tres puertos, dos mecánicos y un puerto eléctrico. Otros componentes son:

- C0 y -C0 capacitores a parámetros concentrados y medidos con condiciones de frontera laterales rígidas o "clamped".
- T es un transformador electromecánico ideal con relación de transformación de 1:N. (donde $N = h_{33}C0$).
- TP es una línea de la transmisión donde se ha confinado la parte mecánica del elemento activo ultrasónico.

- TL es una línea de la transmisión que representa las características mecánicas del plato frontal.
- ZB y ZL son las cargas acústicas de la parte trasera y de la cara frontal del transductor respectivamente.

Una simulación correspondiente a la fase es mostrada en la figura 3, para un transductor operando a una frecuencia de 1 MHz.

De las figuras 1 (a) y (b) puede deducirse la dificultad para poder medir el parámetro de la fase eléctrica a una frecuencia alrededor de la cual esta magnitud se mantenga aceptablemente constante en la cerámica piezoeléctrica (alrededor de 1 MHz para la cerámica empleada), aun y cuando el ancho de banda teórico es, para los fines prácticos que nos ocupa, amplio.

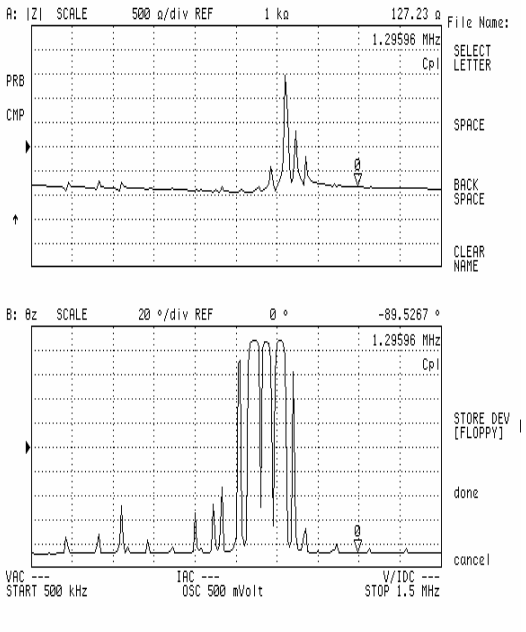


Figura 1: (a) Medición del módulo y (b) fase de la impedancia eléctrica de la cerámica

No obstante, un transductor de ultrasonido emplea normalmente un disco frontal de algún material preferentemente metálico, para proteger mecánicamente a la cerámica del medio externo y calculado para maximizar la energía transmitida a través de él, comúnmente de $\lambda/2$.

Este elemento introduce además determinada atenuación en modos de oscilaciones diferentes al espesor y por lo tanto "limpia" en alguna medida, las gráficas de módulo y fase vs frecuencia correspondientes al sistema de transducción. En las figuras 4 (a) y (b) se muestran mediciones de estos parámetros para el conjunto cerámica-disco metálico (aluminio 25 mm de diámetro, espesor 3,2 mm) realizadas con un analizador de redes HP4395A.

No obstante esta ventaja que introduce el uso del plato frontal, no es total y la gráfica de fase aparece en forma estrecha con una significativa reducción en su ancho de banda. Son estas las condiciones en las cuales se trabaja en la práctica generalmente y en las que es posible poder realizar mediciones de fase en el sistema de transducción.

Es por lo que teniendo en cuenta la dispersión en los parámetros tanto de la cerámica [1], [5] como del disco metálico, no es posible poder pre-definir con precisión, la frecuencia más favorable para realizar mediciones de fase.

Es por esto que el presente trabajo sugiere la necesidad de implementar la evaluación del contacto acústico según el método descrito en [1] y basado en la variación de fase, del ajuste de la frecuencia de operación del equipo (dentro del rango impuesto por las Normas Médicas de un 5%), a la frecuencia para máxima fase del transductor de ultrasonido.

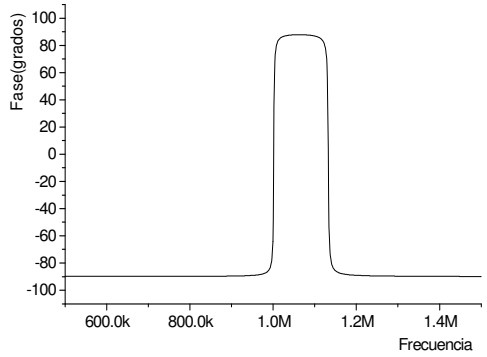


Figura 3: Simulación de la fase para la cerámica piezoeléctrica

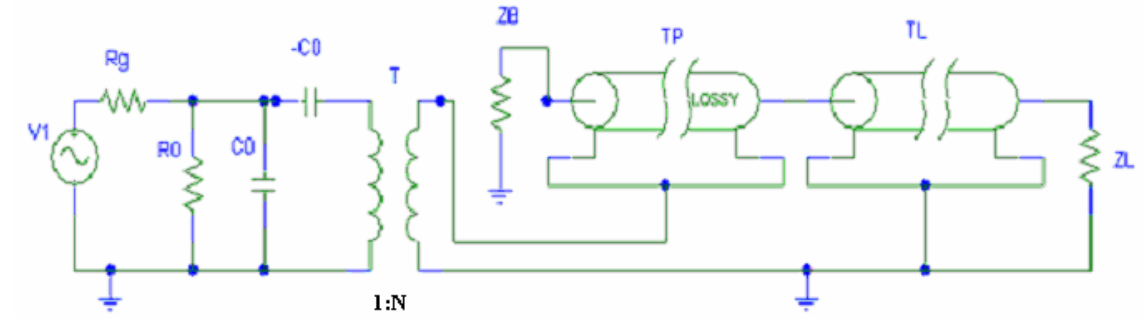


Figura 2: Circuito equivalente de Redwood para el transductor ultrasónico

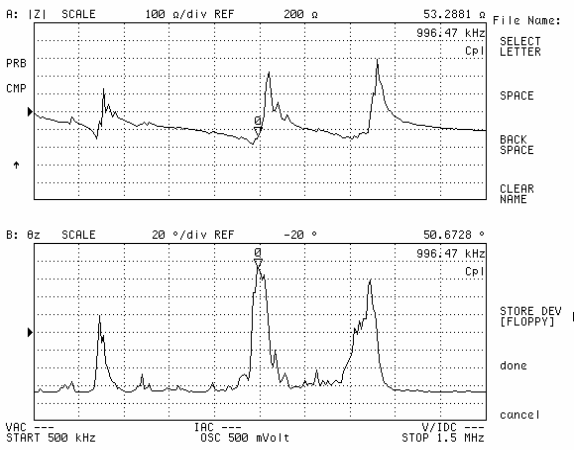


Figura 4: (a) Medición del módulo y (b) fase de la impedancia eléctrica del sistema de transducción

Cabe mencionar que en la figura 4 se pueden ver dos modos de resonancia diferentes al fundamental correspondiente a la cerámica piezoeléctrica que se encuentra alrededor de 1MHz. Estos dos diferentes modos de vibración corresponden al conjunto cerámica más capa de acoplamiento o layer. Que para un espesor de éste de $\lambda/2$ se corresponderían con frecuencias de 0,5 MHz y 1,5 MHz respectivamente. Estas frecuencias se encuentran "corridas" a nuestro entender, por errores cometidos en la medición del espesor de la capa de acoplamiento, desviación en la frecuencia de resonancia real de la cerámica en cuanto a su valor nominal y tal vez fundamentalmente, dado a la geometría particular de la capa de acoplamiento en cuanto a las dimensiones de la paredes laterales según la geometría empleada, en forma de cavidad, encontrada con frecuencia en transductores comerciales.

Conclusión

El trabajo presenta gráficas de variaciones de módulo y fase vs. frecuencia en cerámicas piezoeléctricas de potencia PZT-4 típicamente empleadas en la fabricación de transductores para aplicaciones de diatermia.

Se efectúa además, un análisis de la problemática que surge en el desarrollo de transductores ultrasónicos cuando se pretende poder contar con un método de evaluación del contacto acústico basado en la medición de la variación de la fase.

Se precisa además, la importancia de poder contar con esta posibilidad en cualquier equipo de terapia para ultrasonidos donde no es posible poder garantizar un contacto acústico adecuado de forma estable en el tiempo. Finalmente se sugiere como metodología de trabajo, contar con la posibilidad de ajustar la frecuencia de trabajo del equipo mediante el empleo de un oscilador de frecuencia variable, a la frecuencia de máxima fase del transductor para la condición de no contacto acústico.

Referencias

[1] Moreno, E., González, G., Leija, L., Rodríguez, O., Castillo, M., Fuentes, M., "Performance Analysis of Ultrasono-Therapy Transducer with Contact Detection", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 50, No. 6, June, pp. 743-747, 2003.

[2] Morgan Electro Ceramics homepage, Internet site address: http://www.morganelectroceramics.com visitado en 03/05/2004.

[3] Redwood, M., "Experiments with the electrical analog of a piezoelectric transducer", *The Journal of Acoustical Society of America*, Vol. 36, No. 10, pp. 1872-1880, 1964.

[4] Mason, W. P., "Piezoelectric Crystals and Their Application to Ultrasonics", New York, Van Nostrand, 1950.

[5] Berlincourt, D. A., Curran, D. R. and Jaffe, H., "Piezoelectric and piezomagnetic materials and their function in transducer", in Mason, W.P. (Ed): *Physical Acoustic*, Vol. 1, New York: Academic Press, pp. 169-270, 1964.

EFEITO DO TREINAMENTO DE FORÇA NA VARIABILIDADE DO RITMO CARDÍACO EM VOLUNTÁRIOS DE MEIA-IDADE

L. P. Silva[1,2], J. Nadal[1]

1. Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
2. Departamento de Fisioterapia, Faculdade de Medicina, UFJF, Juiz de Fora, Brasil

e-mail: lilianp@peb.ufrj.br

Abstract: The objective of this work was to investigate the effects of a program of resistance training in relation to the autonomic modulation of the sinusal node, by means of the heart rate variability analysis in individuals of middle age. Nineteen men (50 ± 4,4 years), healthy and sedentary were submitted to a program of training lasting 12 weeks. After the test of maximum repetition (1RM), the individual work load was established as 50% of 1RM for eight distinct muscular groups. Only the mean NN interval presented significant increase. However, it was observed higher values in all variables commonly used for time domain analysis (SDNN, RMSSD, NN50 and pNN50), which indicates the need of further investigation.

***Palavras Chaves*: Variabilidade da Freqüência Cardíaca, Força Muscular, Treinamento Físico, Envelhecimento**

Introdução

A freqüência cardíaca instantânea representa o conjunto dos efeitos da atuação das alças simpática e parassimpática do sistema nervoso autônomo sobre as células marcapasso do nodo sinusal, as quais promovem elevação e diminuição do ritmo cardíaco, respectivamente. Tal atuação é chamada de modulação autonômica da freqüência cardíaca [1]. A variabilidade da freqüência cardíaca (VFC) é a variação que ocorre entre batimentos cardíacos sucessivos, em ritmo sinusal, obtida a partir dos intervalos R-R registrados no eletrocardiograma. Considerando-se que as mudanças da freqüência cardíaca são mediadas pelo sistema nervoso autônomo, a medição destas reflete a modulação autonômica [2, 3].

Diversos pesquisadores demonstraram a ocorrência de uma diminuição da VFC em condições patológicas [4] e com o avançar da idade [5-7]. Sendo assim, estudos recentes vêm sendo desenvolvidos com o objetivo de encontrar e avaliar intervenções e mudanças no estilo de vida que possam amenizar, e ou reverter parcialmente, essa redução da VFC que ocorre com o envelhecimento.

Nesse contexto, diferentes tipos de exercícios físicos vêm sendo investigados: treinamento aeróbico [8-10], treinamento isométrico, predominantemente anaeróbico [11-12] e treinamento de resistência dinâmica, predominantemente anaeróbico [13], dos quais o tipo aeróbico vem sendo demonstrado como intervenção que promove aumento da VFC, tanto em jovens quanto em indivíduos de meia-idade e idosos

O presente trabalho descreve os achados de um estudo piloto que investigou os efeitos de um programa de treinamento de força resistência em relação à modulação autonômica exercida sobre o nodo sinusal, por meio da análise da VFC, em indivíduos na faixa etária de 40 a 60 anos.

Materiais e Métodos

Foram estudados 19 sujeitos de meia idade (50 ± 4.4 anos), do sexo masculino, sadios, sedentários e não tabagistas, os quais foram esclarecidos e orientados a respeito de suas participações no estudo e, após concordarem em participar do mesmo, assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário da Universidade Federal de Juiz de Fora, onde efetuou-se os testes.

Antes do teste de força muscular, foram realizadas três sessões de treinamento nos aparelhos com pilhas de pesos, com cargas leves, para a familiarização dos sujeitos com os equipamentos e com as técnicas próprias de cada exercício. O treinamento de força resistência consistiu de três sessões semanais, por um período de 12 semanas, com a carga de trabalho estabelecida a partir do teste de uma repetição máxima (1RM) e o treinamento aplicado com 50% desta. Foram trabalhados os seguintes grupos musculares: extensores do joelho (cadeira extensora), flexores do joelho (mesa flexora), adutores do quadril (cadeira adutora), abdutores do quadril (cadeira abdutora), extensores do cotovelo (puxador - tríceps), flexores do cotovelo (rosca *scoth*), músculos peitorais (supino) e músculos dorsais (puxador - costas). Precedente a cada sessão de treinamento foi realizado um aquecimento com duração total de 15 min, sendo 10 min de pedalagem em cicloergômetro sem carga e 5 min de alongamento ativo dos músculos que seriam treinados em seguida.

Dois sujeitos foram excluídos do estudo em decorrência da prática regular de atividade física aeróbica, e outros dois por apresentarem valores de pressão arterial elevados, detectados pelas aferições realizadas no início de cada sessão de treinamento.

Além disso, três sujeitos abandonaram o estudo, resultando uma amostra de 12 voluntários.

O sinal do eletrocardiograma (ECG) foi obtido por meio de três eletrodos cutâneos posicionados para obtenção da derivação MC5 (DII modificada), na condição de repouso, em posição supina, durante um período de uma hora. Os voluntários permaneciam com o ritmo respiratório controlado a uma frequência de 12 incursões respiratórias por minuto (0.2 Hz), com o auxílio de um metrônomo. O sinal foi captado por intermédio de uma placa conversora analógico/digital Lab-PC+ (National Instruments, EUA), que constituiu uma interface entre o monitor cardíaco de um canal TC-500 (Funbec, São Paulo) e o microcomputador pessoal (AMD K6, 200 MHz), a uma frequência de amostragem de 250 Hz e resolução de 12 bits.

A partir do sinal eletrocardiográfico digitalizado, efetuou-se a detecção automática das ondas R utilizando-se para cada sinal um limiar fixo, escolhido pelo operador. A seguir foram calculados os valores dos intervalos entre as ondas R do ECG (IRR) e obtidos os valores dos IRR normais (INN) com rejeição visual dos batimentos ectópicos para construção do tacograma. Tendo em vista que os procedimento acima não eram robustos, resultando em falhas de detecção e detecções errôneas de ondas T, além de apresentar não estacionariedades no sinal, optou-se por selecionar, automaticamente, apenas o trecho de 5 minutos do tacograma que apresentou a menor variância para análise da variabilidade da frequência cardíaca. Estes segmentos selecionados foram novamentes sujeitos à análise visual e, em havendo irregularidades marcantes nos intervalos RR, repetia-se o procedimento, com o estabelecimento de um novo limiar para a detecção automática de ondas R.

Sobre os tacogramas de intevalos N-N selecionados, foram estimados os parâmetros recomendados pela Sociedade Européia de Cardiologia (Task Force, 1996):

a. MNN - Média dos intervalos NN;
b. SDNN - Desvio padrão dos intervalos NN;
c. RMSSD - raiz média quadrática das diferenças de batimentos sucessivos, dada por

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n-1}\left(NN_i - NN_{i+1}\right)^2}{n-1}} \qquad (1)$$

onde, n é o número total de intervalos NN no sinal analizado e NN_i a duração do i-ésimo intervalo;

d. NN50 - contador do número de vezes que intervalos NN sucessivos apresentam diferença de duração superior a 50 ms;
e. pNN50 = proporção obtida pela relação *NN50/n*.

A comparação entre os parâmetros, acima descritos, e entre os testes de 1RM e de repetições máximas aplicados antes e após o treinamento, foi realizada por meio do teste não paramétrico de Wilcoxon para amostras pareadas, com nível de significância de 5%.

Resultados

As Figuras 1 e 2 mostram, respectivamente, o tacograma de intervalos RR, construído a partir do sinal armazenado, e o trecho de 5 minutos que apresentou a menor variância, selecionado automaticamente.

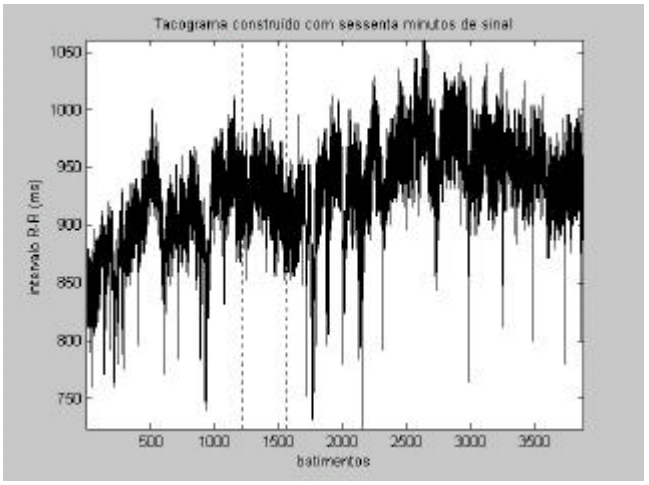


Figura 1 - Duração dos IRR para cada batimento cardíaco em uma hora de sinal armazenado

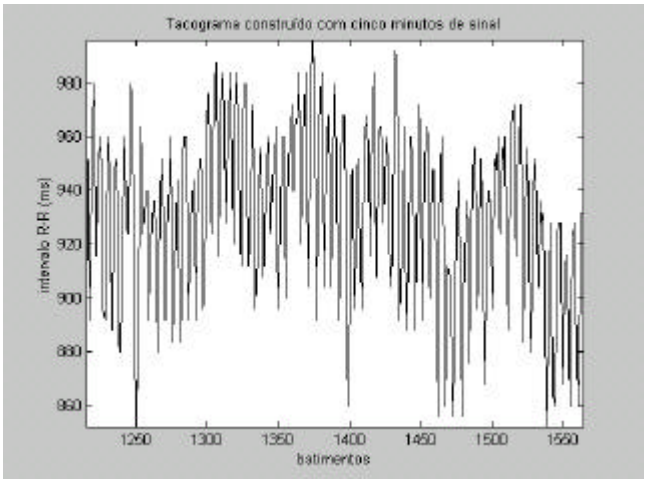


Figura 2 - Duração dos IRR para cada batimento cardíaco nos cinco minutos de menor variância extraído de uma hora de sinal armazenado

Ao final do período de treinamento foi observado aumento em todos os parâmetros usados para análise da variabilidade da frequência cardíaca, conforme descrito na Tabela 1 e ilustrado nas Figuras 3 a 6, porém as diferenças não foram estatisticamente significativas, exceto para a MNN.

Na comparação dos testes 1RM antes e após o programa de treinamento, observou-se aumento da carga em todos os aparelhos, conforme indicado pelos valores médios antes e após o treinamento: cadeira extensora (52,1 vs. 78,6 kg), mesa flexora (52,1 vs. 55,9 kg), cadeira adutora (96,8 vs. 156,5 kg), cadeira abdutora (97,1 vs. 124,5 kg), puxador–costas (64,6 vs. 71,1 kg), supino (84,1 vs. 99,9 kg) rosca scoth (69,6 vs.

76,8 kg) e puxador–tríceps (30,5 vs. 33 kg). Todas as diferenças foram significativas ($p < 0,05$).

Nos testes de repetições máximas com 50% de 1RM observou-se aumento significativo ($p < 0,05$) no número de repetições em todos os aparelhos após o treinamento.

Tabela 1: Parâmetros para análise da variabilidade da freqüência cardíaca antes e após o treinamento

Parâmetro	Antes	Após
MNN (ms) *	892 ± 111	946 ± 145
SDNN (ms)	33,9 ± 9,95	37,5 ± 15,1
RMSSD (ms)	27,4 ± 9,39	31,6 ± 12,6
NN50	24,2 ± 21,1	37,5 ± 32,7
pNN50 (%)	6,95 ± 6,79	11,86 ± 10,43

* diferença estatisticamente significativa ($p = 0,0005$)

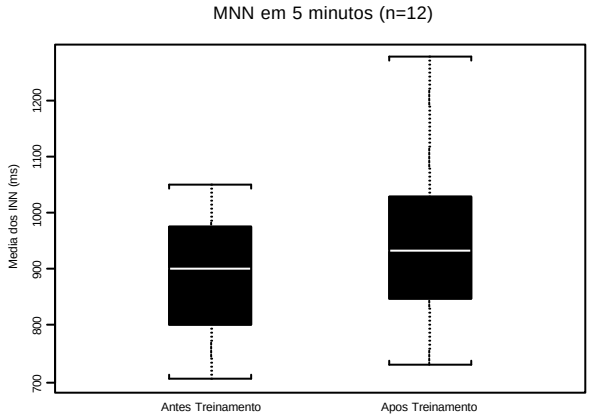


Figura 3 - Diagramas de dispersão do parâmetro MNN antes e após o treinamento. Cada diagrama representa os valores mínimo, 1º. e 3º. quartil, e máximo, com a mediana em branco no centro da caixa.

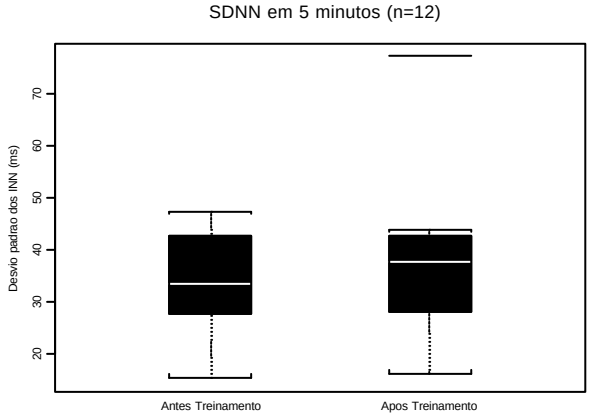


Figura 4 - Diagramas de dispersão do parâmetro SDNN antes e após o treinamento.

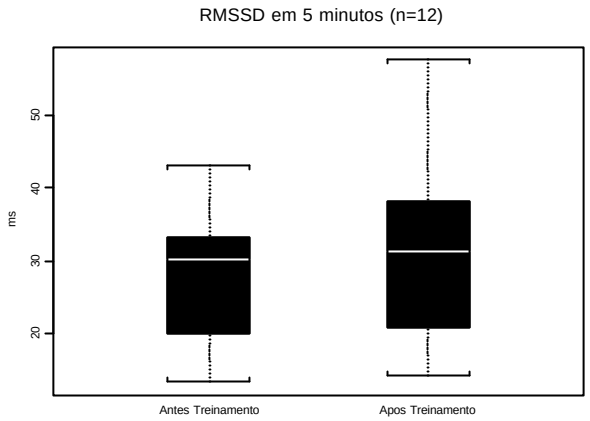


Figura 5 - Diagramas de dispersão do parâmetro RMSSD antes e após o treinamento.

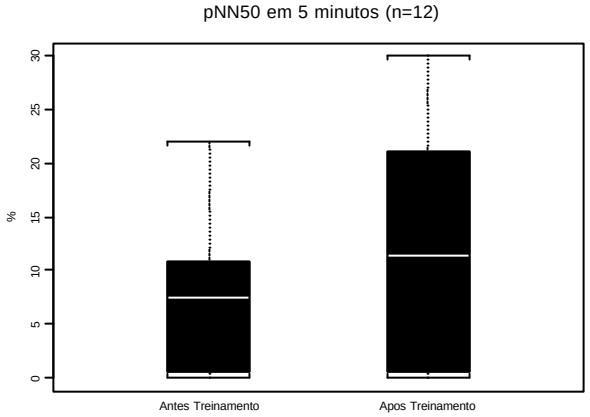


Figura 6 - Diagramas de dispersão do parâmetro pNN50 antes e após o treinamento.

Discussão

A análise da VFC no domínio do tempo indica que as mudanças fisiológicas no controle autonômico sobre o nodo sinusal, promovidas pelo tipo de treinamento físico aplicado, parecem ser menos evidentes que as observadas com o treinamento aeróbico [8-10].

Poucos estudos têm investigado os efeitos do treinamento de força sobre a modulação autonômica e, conseqüentemente, os resultados alcançados não têm sido sempre coerentes. Os presentes resultados concordam com o estudo de Paschoal [11], que comparou os dados de VFC de jovens atletas, praticantes de treinamento físico isométrico (halterofilismo), e controles, observando diferenças entre os IRR médios dos grupos investigados, porém o parâmetro SDNN não apresentou diferença significativa. Adicionalmente, este autor observou diferenças em parâmetros no domínio da freqüência.

Forte *et al*. [12] não encontraram modificações em relação à modulação autonômica, avaliada por meio da VFC nos domínios do tempo e da frequência, em mulheres com idades entre 65 e 74 anos que foram

submetidas a um programa de treinamento de resistência dinâmica durante 16 semanas.

Taylor *et al.* [13] examinaram os efeitos do treinamento de *handgrip* isométrico sobre a pressão arterial e VFC em idosos (60 a 80 anos) com hipertensão arterial. Após um período de treinamento de 10 semanas foi observado um aumento na modulação parassimpática, demonstrado pela análise espectral.

O tamanho da amostra, assim como a inexistência de um grupo controle, podem ter limitado a observação de resultados significativos no estudo em questão. Além disso, embora os sujeitos tenham sido orientados a não realização de exercícios aeróbicos durante sua participação na pesquisa, não houve controle absoluto sobre o tipo e a intensidade dos esforços físicos exercidos durante as atividades de vida diária.

Por outro lado, os resultados preliminares alcançados, como o aumento na duração média dos intervalos NN após o treinamento, sugerem melhora na regulação da função cardiovascular que se encontra prejudicada com o envelhecimento. Além disso, tais resultados permitiram estabelecer um novo protocolo experimental para continuidade do presente trabalho, a fim de se buscar informações mais consistentes.

Conclusão

O programa de treinamento físico aplicado mostrou-se efetivo para o ganho de força e resistência muscular, porém, embora tenha dado indicações de alteração na atuação autonômica, não esclareceu definitivamente se o mesmo pode modificar de maneira significativa a modulação autonômica exercida sobre o nodo sinusal. Investigações futuras são necessárias para conduzir a achados conclusivos.

Agradecimentos

Este trabalho contou com o apoio financeiro do CNPq e do Programa de Bolsa de Iniciação Científica da Universidade Federal de Juiz de Fora - BIC/UFJF e com a colaboração dos alunos de iniciação científica Fernanda L. Lopes, Fernanda M. Pereira, Mariana D. M. Fonseca, Rogério B. Bergamaschine, Thiago M. Castro e dos professores Jefferson M. Vianna, Jorge R. Perrout de Lima, José Marques Novo Jr., Fernando M. A. Nogueira.

Referências

[1] HAINSWORTH, R., "The control and physiological importance of heart rate", in: MALIK, M., CAMM, A. J. (Ed): *Heart Rate Variability***,** New York: Futura, pp. 3-19, 1995.

[2] KLEIGER, R. E., STEIN, P. K., BOSNER, M. S., ROTTMAN, J. N., "Time-domain measurements of heart rate variability", in: MALIK, M., CAMM, A. J. (Ed): *Heart Rate Variability***,** New York: Futura, pp. 33-45, 1995.

[3] MALIK, M., BIGGER, J. T., CAMM, A. J., ET AL, "Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use", *Eur. Heart J.* 17:354-381, 1996.

[4] STYS, A., STYS, T., "Current clinical applications of heart rate variability", *Clin. Cardiol.* 21:719-724, 1998.

[5] WADDINGTON, J. L., MACCULLOCH, M. J., SAMBROOKS, J. E., "Resting heart rate variability in man declines with age", *Experientia*, 35:1197-1198, 1979.

[6] BARBOSA, P. R., BARBOSA F°, J., SÁ, C. A. M., "Influência da idade, sexo e doença coronária sobre a modulação autonômica do coração", *Arq. Bras. Cardiol***.,** 67(**5**):325-329, 1996.

[7] JENSEN-URSTAD, K., STORCK, K., BOUVIER, F., ERICSON, M., LINDBLAD, L. E., JENSEN-URSTAD, M., "Heart rate variability in healthy subjects is related to age and gender", *Acta Physiol. Scand.*, 160:235-241, 1997.

[8] LEVY, C. W., CERQUEIRA M. D., HARP G.D., JOHANNESSEN K. A., ABRASS I. B. , SCHWARTZ R. S., STRATTON JR, "Effect of endurance exercise training on heart rate variability at rest in healthy young and older men", *Am. J. Cardiol.*, 82(**10**):1236-1241, 1998.

[9] SCHUIT, J. A.,VAN AMELSVOORT L. G., VERHEIJ T. C., RIJNEKE R. D., MAAN A. C., SWENNE C. A., SCHOUTEN E. G., "Exercise training and heart rate variability in older people", *Med. Sci. Sports Exerc.*, 31(**6**):816-821, 1999.

[10] STEIN, P. K., EHSANI, A. A., DOMITROVICH, P. P., KLEIGER, R. E., ROTTMAN, J. N., "Effect of exercise training on heart rate variability in healthy older adults", *Am. Heart J.*, 138(**3**):567-576, 1999.

[11] PASCHOAL, M. A., *Variabilidade da freqüência cardíaca: estudo das influências autonômicas sobre suas características temporal e espectral em halterofilistas e sedentários.* Tese de Doutorado em Educação Física, Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 234p, 1999.

[12] FORTE, R., DE VITO, G., FIGURA, F., "Effects of dynamic resistance training on heart rate variability in healthy older women", *Eur. J. Appl. Physiol.* 89(**1**):85-89, 2003.

[13] TAYLOR, A. C., MCCARTNEY, N., KAMATH, M. V., WILEY, R. L., "Isometric training lowers resting blood pressure and modulates autonomic control", *Med. Sci. Sports Exerc.* 35(**2**):251-256, 2003.

ESTABELECIMENTO DA INJÚRIA PULMONAR POR ÁCIDO OLEICO DESCRITO PELA MECÂNICA RESPIRATÓRIA

A. D. Quelhas[1,2], M. G. Abreu[3], P. Spieth[3], G. Bräuer[3], A. Giannella-Neto[2]

[1] Instituto de Pesquisa da Capacitação Física do Exército, Rio de Janeiro, Brasil
[2]Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
[3] Universidade Técnica de Dresden, Dresden, Alemanha

email: andreqq@yahoo.com

Abstract: This study focuses on the characterization of oleic acid pulmonary injury in terms of respiratory mechanics and gas exchange in the lungs. Eight anaesthetized paralyzed pigs (29,95 ± 3,30 kg) were given oleic acid (0,05 ml/kg) in small successive doses until partial arterial oxygen pressure (paO2) fell below 26kPa. Respiratory system elastance (E), cumulative oleic acid administered (AcOl) and time course of injury could predict paO2 through a multivariable linear regression model with a determination coefficient (R^2) of 0,87 if variables are taken more than 2 minutes after each oleic acid injection. Normalized relation (paO2*E) versus AcOl showed two distinct phases suggesting marked physiological change along injury evolution process.

Introdução

Modelos animais de injúria pulmonar têm sido usados como forma de induzir condições patológicas análogas às encontradas em humanos, notadamente as advindas como conseqüência da síndrome da angústia respiratória aguda (SARA). Tais modelos experimentais proporcionam condições de teste de terapias e de análise descritiva das diversas alterações fisiológicas decorrentes da patologia.

O presente trabalho visa estudar as relações funcionais entre a mecânica respiratória, expressa pela elastância do sistema respiratório e a pressão parcial de oxigênio no sangue arterial ao longo do processo de estabelecimento da injúria, como forma de caracterizar o acoplamento entre estes parâmetros e estabelecer modelos matemáticos preditores da evolução da injúria.

Materiais e Métodos

Os procedimentos experimentais foram aprovados pela Comissão Institucional de Uso de Animais do governo do estado da Saxônia, Alemanha. Nove suínos (29,95 ± 3,30 kg) foram pré-medicados com quetamina (2-3 mg/kg) e entubados com tubo endotraqueal. Após isto a anestesia foi aprofundada com midazolam (0.5-1 mg/kg mais 1-3 mg/kg/h i.v.) e quetamina (3-4 mg/kg mais 5-10 mg/kg/h i.v.). O volume médio circulante foi mantido por meio da administração de uma solução cristalóide E153 (Serumwerk Bernburg AG, Bernburg, Alemanha) a uma taxa de 10-15 ml/kg/h juntamente com um colóide (Hydroxyethylstarch 10%, Fresenius Kabi Deutschland GmbH, Bad Homburg, Alemanha) de modo a manter a concentração de hemoglobina no sangue aproximadamente constante.

A medição da pressão parcial de oxigênio dissolvido no sangue arterial (paO2) foi realizada com o uso de um sistema de análise contínua de gás dissolvido no sangue (Paratrend 7®, Diametrics, St. Paul, MN), cujo sensor foi posicionado por intermédio de um cateter inserido na artéria carótida.

Os animais foram ventilados mecanicamente, sob volume constante, por meio de uma máquina de anestesia (Cato®, Drägerwerk AG, Lübeck, Alemanha). Foram usados os seguintes parâmetros ventilatórios: volume corrente: 9-10 ml/kg, composição: 100% O_2, pressão de fim de expiração (PEEP): 5 cm H_2O, razão entre a duração dos semi-ciclos inspiratório e expiratório 1:1. As freqüências respiratórias foram ajustadas de modo a se obter uma pressão arterial de CO_2 na faixa de 35-45 mmHg.

Para a medição do fluxo de ar ventilatório ($\dot{V}$) foi conectado um transdutor de pressão diferencial (PXL12X5DN, Sensortechnics, Troy, NY) a um pneumatacógrafo nr. 2 (Fleisch, Lausanne, Suíça), posicionado entre a peça Y do ventilador pulmonar e o tubo endotraqueal. A pressão de boca (P_b) foi monitorada por meio de um segundo transdutor de pressão (SCX01DNC, SenSym ICT, Milpitas, CA), cujo ponto de medida foi posicionado entre o pneumotacógrafo e a boca do animal. Os sinais de fluxo de ar e de pressão das vias aéreas foram digitalizados a 150Hz (placa 6024E, National Instruments, Austin, TX) e processados via programa de aquisição escrito no ambiente LabVIEW 6.1 National Instruments, Austin, TX).

Estabelecimento da injúria – A injúria pulmonar aguda foi induzida por infusão venosa central de ácido oleico [1-3]. Uma solução constituída de ácido oleico (0,05 ml/kg de peso do animal) e de sangue arterial suficiente para completar 10ml de mistura foi administrada em alíquotas de 0,25 a 1ml. Cada dose era aplicada ao longo de cerca de 1 minuto. Em seguida à injeção de cada alíquota havia um decréscimo transiente da pressão arterial. Após observada a passagem desta perturbação, prosseguia-se sucessivamente à

administração das demais alíquotas até que a paO2 permanecesse com valor menor que 26 kPa por mais de 15 minutos. Todo cuidado foi tomado para que o ácido oleico aplicado representasse a quantidade justa para alcançar-se o critério de injúria.

Os instantes de início e término de cada injeção de ácido oleico, assim como a quantidade administrada em cada injeção foram assinalados durante o processo de injúria através de uma subrotina do programa em Labview destinada a sincronizar os diversos eventos. O sinal correspondente à quantidade total de ácido oleico administrada desde o início do processo (AcOl) foi obtido pelo somatório cumulativo ao longo das injeções.

A elastância do sistema respiratório (E) foi calculada a partir da relação:

$$P_b(t_i) = R.\dot{V}(t_i) + E.V(t_i) + PEEP \qquad (1)$$

onde t_i indica o momento temporal correspondente à amostra i do sinal digitalizado, V é o volume de ar no pulmão acima da capacidade residual funcional (obtido pela integral do fluxo de ar) e R é a resistência do sistema respiratório.

Três parâmetros são estimados a partir da equação (1): E, R e PEEP. De modo a acompanhar a evolução temporal destes parâmetros a estimativa foi feita pela técnica de mínimos quadrados recursivos [4-5], a qual foi implementada em um programa escrito em Matlab (MathWorks, Natick, MA) para análise 'off-line' dos sinais.

Foram testados 6 modelos preditivos de paO2, sob a forma linear multivariável X*b = paO2, onde b é o vetor dos parâmetros de ajuste. As respectivas matrizes de regressores, X, são apresentadas na tabela 1. Para o vetor de informação temporal, Δt_{inj}, a origem corresponde ao momento do início da primeira injeção de ácido oleico.

Tabela 1: Matriz de regressores, X, para cada modelo testado (**paO2** = **X*****b**). Obs: **E**=[E(1) E(2)...E(n)]^T; **1**=[1 1 ... 1]^T; etc..

Modelo	**X**
A	[**1** D**t$_{inj}$** **AcOl E**]
B	[**1** D**t$_{inj}$** **AcOl E AcOl*****E**]
C	[**1** D**t$_{inj}$** **AcOl E AcOl***D**t$_{inj}$**]
D	[**1** D**t$_{inj}$** **AcOl E E***D**t$_{inj}$**]
E	[**1** D**t$_{inj}$** **AcOl E peso**]
F	[**1** D**t$_{inj}$** **AcOl E AcOl*****E*****peso**]

O ajuste de parâmetros foi realizado com os valores médios das variáveis regressoras e de paO2 ao longo de um intervalo de 10s tomados em momentos determinados. Estes pontos correspondem a 1min. após o término de cada injeção, 2 min. após o término de cada injeção ou imediatamente antes da injeção seguinte. Os parâmetros de ajuste foram obtidos via método de mínimos quadrados.

Resultados

A quantidade de ácido oleico administrada para a consecução da injúria situou-se na faixa 0,60-2,22ml, com valor médio de 1,23 ml e desvio padrão de 0,51 ml.

O tempo total decorrido durante o processo de estabelecimento da injúria foi de 65,95 min, com desvio-padrão de 16,13 min. A injúria mais demorada levou 85,29 min e a mais rápida durou 45,36 min. O intervalo médio entre duas injeções consecutivas foi de 3,91 min.

Os valores médios da elastância do sistema respiratório antes e após a injúria, assim como as variações absoluta e relativa entre estes instantes são apresentados na tabela 2.

Tabela 2 – Valores médios e desvio padrão da elastância inicial, E(0), e final, E(fim), e das variações absoluta e relativa. Unidade: cmH_2O/L

	E(0)	E(fim)	E(fim)-E(0)	E(fim)/E(0) %
Média	38,23	84,19	45,96	221
Desvio-padrão	7,12	15,96	10,22	23

Os coeficientes de correlação correspondentes aos diversos modelos de regressão, com as variáveis tomadas nos instantes previamente descritos, estão representados na figura 1. Análise de variância dos resultados indicou diferença significativa, no nível de 95% de confiança, entre os instantes considerados para o ajuste

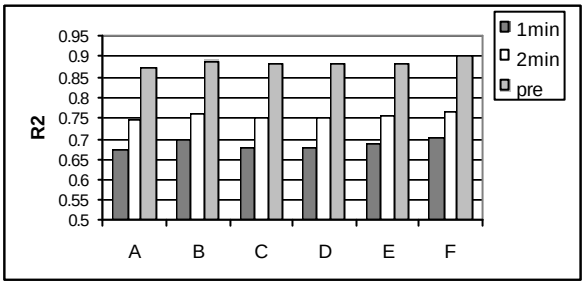


Figura 1: Coeficientes de correlação do ajuste dos dados experimentais aos modelos A-F (vide texto) com as variáveis tomadas nos instantes assinalados.

A figura 2 ilustra o comportamento dinâmico dos valores normalizados da elastância, paO2 e do ácido oleico administrado em um dos animais estudados. O índice n indica que os sinais de cada animal são normalizados pela faixa de excursão. Ex: E_n = (E-min(E))/(max(E)-min(E)).

A figura 3 apresenta o comportamento do produto E_n*$paO2_n$ em função do volume normalizado de ácido oleico. Os valores são oriundos da promediação dos resultados para todos os oito animais. Para identificar-se o ponto limite, $AcOl_{lim}$, até o qual a relação pode ser aproximada por uma dependência linear, foram calculados os coeficientes de determinação do ajuste, R^2, para comprimentos crescentes do vetor $AcOl_n$ a

partir da origem. O valor máximo de R^2, R^2_{lim}, corresponde ao ponto limite:

$x = AcOl_n(0:i)$; $y = paO2_n(0:i)*E_n(0:i)$; $i = 0,2...1$

$R^2_{lim} = \max\{ R2[y = b_1 + b_2*x] \}$

$R^2_{lim} = 0,94 \rightarrow AcOl_{lim} = 0,61 \rightarrow (paO2.E)|_{lim}=0,51$

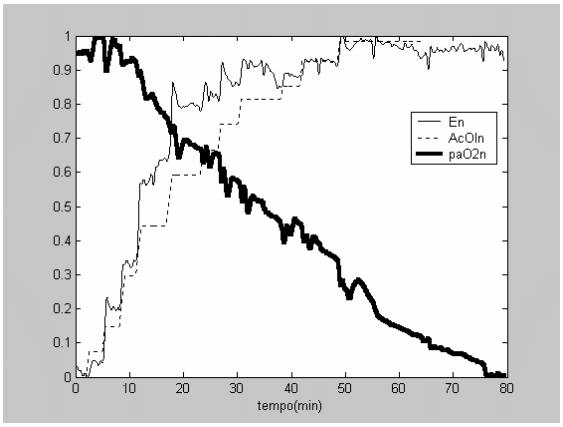


Figura 2 – Evolução temporal dos valores normalizados da Elastância (E_n), pressão parcial de oxigênio ($paO2_n$) e do volume total de ácido oleico administrado (AcOln) em um animal.

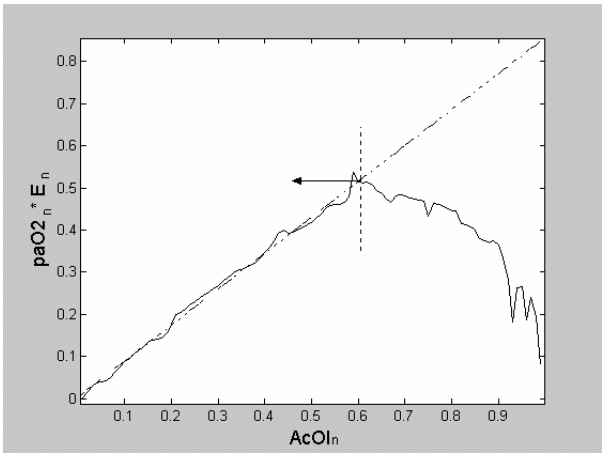


Figura 3 - Relação ($paO2_n.E_n$) versus $AcOl_n$ (promediação para os 8 animais). Está assinalado o ponto correspondente à transição do regime linear. Em tracejado: reta de ajuste para a região $0<AcOl_n<AcOl_{lim}$

A figura 4 apresenta os valores de transição da dependência linear para cada um dos animais individualmente. Os valores médios ± desvio-padrão para os valores apresentados foram: $AcOl_{lim}$ = 0,66±0,08 e $(paO2_n.E_n)_{lim}$ = 0,52±0,07

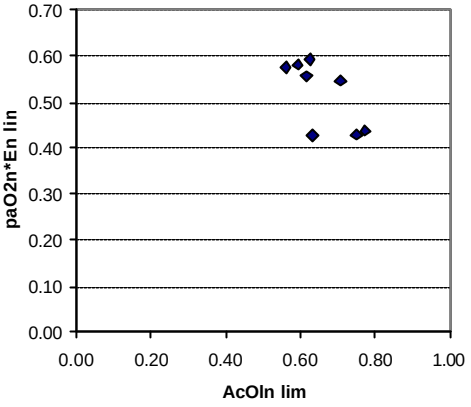


Figura 4 – Pontos de transição do regime linear da relação ($paO2_n.E_n$) versus $AcOl_n$ para cada um dos animais

Discussão

A monitoração das variáveis fisiológicas ao longo do processo de estabelecimento da injúria pulmonar por ácido oleico não tem sido comum na literatura. Outros estudos [3,6-8] dedicaram-se a alterações em parâmetros hemodinâmicos e da mecânica respiratória após horas ou mesmo dias [1] da consecução da injúria, com foco em medições em momentos específicos.

O comportamento dinâmico da impedância e da resistência pulmonares foi estudado por Mishima *et alii* [9], com resolução temporal de 1min, durante a 1ª hora após a injúria, porém sem focar o processo de estabelecimento da patologia nem dispor de medições de paO2.

A comparação com outros estudos da variação total da elastância, levando-se em conta os valores antes e pós-injúria, deve ser feita com restrições tendo-se em vista os diferentes intervalos de tempo decorridos após a injúria quando da inferência. Grossman *et alii* [8], trabalhando com coelhos, mediram valores de elastância cerca de 90% maiores 30 minutos após a injúria que os valores de linha de base. Após o mesmo período, Oliven *et alii* [10] mediram um incremento de 105% na elastância em cães. Barnas *et alii* [3], medindo a elastância 1h após a injúria, em cães, encontraram aumentos de 75-200%. Estes resultados, assim como verificado no presente trabalho, também indicam um substancial incremento na elastância, embora em menor intensidade que a presente variação de 221± 23%.

Os diversos modelos regressores utilizados para a previsão da evolução da paO2 mostraram significativa diferença de performance quando considerados diferentes graus de afastamento temporal em relação aos instantes de administração de ácido oleico. Além disto, pode ser verificada a tendência, observada na figura 1, de que a qualidade do ajuste, medida pelo coeficiente de correlação, aumente à medida que os dados para a regressão sejam representativos de momentos menos próximos à injeção de ácido oleico imediatamente anterior. Isto parece indicar a existência de um

comportamento de longo prazo (no contexto da duração do processo de estabelecimento da injúria), que pode ser modelado com grau relativo de sucesso por meio de uma relação linear entre Δt_{inj}, AcOl e E, e uma outra tendência sobreposta, de curto prazo, atrelada às alterações transientes desencadeadas pela administração de cada uma das doses da mistura ácido oleico e sangue.

Em relação à estrutura do modelo regressor, pôde-se constatar que a inclusão de mais uma variável independente (modelos B a F), tomada como combinação das três variáveis básicas como forma de embutir no modelo algum efeito não linear não diretamente levado em conta pela simplicidade do modelo proposto não mostrou incremento significativo na qualidade do ajuste. Isto parece indicar um possível limite de capacidade preditiva disponível para o restrito conjunto de informações associado às variáveis Δt_{inj}, AcOl e E. Neste caso, as lacunas de explicação da variabilidade da paO2 só poderiam ser preenchidas via modelos não lineares empíricos baseadas nestas variáveis ou pelo acréscimo de informação oriundo do conhecimento da evolução de outras variáveis fisiológicas (pressão arterial, débito cardíaco, etc...).

A representação do processo de estabelecimento da injúria pela relação ($paO2_n.E_n$) X $AcOl_n$, mostrou a existência de uma regularidade de comportamento ao longo dos diversos experimentos. Esta representação, apesar de proposta empiricamente, após teste de várias outras possíveis candidatas, foi aquela que mostrou a mais consistente indicação de repetibilidade entre os vários animais. A evolução marcadamente linear (fig.3) durante os primeiros estágios da injúria, assim como a estreita faixa de variabilidade de $AcOl_{lim}$ e de $(paO2_n.E_n)_{lim}$ (fig.4), sugerem uma bem sucedida abstração de fenômenos outros na descrição do acoplamento entre a mecânica respiratória (En), oxigenação sangüínea (paO2n) e causa da injúria ($AcOl_n$), embora não seja ainda possível explicar diretamente a mudança de mecanismo que é assinalada pela súbita quebra de linearidade desta função descritora. Mishima *et alii* [9] e Ishii *et alii* [11] sugerem a existência de uma fase inicial de propagação dos efeitos da injúria, ao longo dos primeiros 20 minutos, resultante de uma broncoconstricção crescente, após os quais o processo seria comandado apenas pelo desenvolvimento progressivo do edema pulmonar. Tal hipótese, porém, ainda não pôde, no presente estudo, ser associada à ocorrência de $AcOl_{lim}$.

Desta forma, foi evidenciado neste trabalho a possível descrição da evolução de paO2 por meio de variáveis associadas à mecânica respiratória (E) e às condições de administração de ácido oleico (AcOl e Δt_{inj}), assim como foi proposta uma representação da evolução da injúria em coordenadas que indicam a existência de regularidades significativas entre os oito animais testados, embora ainda se careça de interpretações fisiológicas para este fato.

Referências

[1] SCHOENE R.B., ROBERTSON H. T., THORNING D.R., SPRINGMEYER S.C., HLASTALA M. P., CHENEY F.W., "Pathophysiologicalpatterns of resolution from acute oleic acid lung injury in the dog, J. Appl. Physiol., 56(2): 472-481, 1984.

[2] SHUSTER, D. P., "ARDS: clinical lessons from the oleic acid model of acute lung injury", Am. J. Respir. Crit. Care Med. 149: 245-260, 1994.

[3] BARNAS, G.M., STAMENOVIC D., LUTCHEN K.R, "Lung and chest wall impedances in the dog in normal range of breathing: effects of pulmonary edema", J Appl Physiol., 73(3):1040-6, 1992.

[4] AVANZOLINI G., BARBINI P., CAPPELLO A., CEVENINI G., CHIARI L., 1997. "A new approach for tracking respiratory mechanical parameters in real-time", *Annals of Biomedical Engineering*, 25:154-163.

[5] LAUZON A.M., BATES J.H.T., 1991. "Estimation of time-varying respiratory mechanical parameters by recursive least squares", *Journal of Applied Physiology*, 71 (3): 1159-1165.

[6] BARNAS G. M., SPRUNG J., KAHN R., DELANEY P.A., AGARWAL M., "Lung tissue and airway impedances during pulmonary edema in normal range of breathing", J. Appl. PhysioZ. 78(5): 1889-1897, 1995

[7] DODEK P.M., PARE P.D., MINSHALL D.K., WIGGS B.R., DOERSCHUK C.M., BAILE E.M., "Direct injury to the bronchial vasculature in anesthetized sheep", J Appl Physiol., 70(5):2072-9, 1991

[8] GROSSMAN R.F., JONES J.G., MURRAY J.F., "Effects of oleic acid-induced pulmonary edema on lung mechanics", J Appl Physiol., 48(6):1045-51, 1980

[9] MISHIMA M., BALASSY Z., BATES J.H.T., "Temporal response of lung impedance after i.v. oleic acid in dogs", Respiration Physiology 103, 177-185, 1996

[10] OLIVEN A., HAXHIU M., KELSEN S.G., Expiratory muscle activity during pulmonary edema in the anesthetized dog", J. Appl. Physiol. 73(5): 2062-2068, 1992

[11] ISHII M., MATSUMOTO N., FUYUKI T., HIDA W., ICHINOSE M., INOUE H., TAKISHIMA T., "Effects of hemodynamic edema formation on peripheral vs. central airway mechanics", J. Appl. Physiol, 59(5): 1578-1584, 1985

ALGORITMO HIBRIDO PARA LA DETECCIÓN AUTOMÁTICA DEL CONTORNO DEL VENTRÍCULO IZQUIERDO

A. J. Bravo*, M. Vera** y R. Medina***

* Universidad Nacional Experimental del Táchira, Grupo de Bioingeniería, Decanato de Investigación, San Cristóbal, Venezuela
** Universidad de Los Andes, Laboratorio de Física, Departamento de Ciencias, San Cristóbal, Venezuela
*** Universidad de Los Andes, Grupo de Ingeniería Biomédica, Mérida, Venezuela

e-mail: abravo@unet.edu.ve

Abstract: This paper introduces an algorithm for efficient ventricular cavity shape representation in angiograms. The algorithm includes two stages. First, an aproximation of the ventricular contour is obtained by mean of a neural network by detecting several anatomical landmarks located on the left ventricle (LV) contour. In the second stage, the aproximation for the LV contour is used as initialization of a deformable model algorithm. This model is optimized using a real-coded genetic algorithm. As a validation, the final contours are compared with manually traced contours obtained by several cardiologist, obtaining a percent error as low as 4.37 %.

***Palabras clave*: Ventrículo izquierdo, modelos deformables, red neural, algoritmos genéticos**

Introducción

La mayoría de los métodos de detección de la cavidad ventricular izquierda, se basan en el trazado de una curva que delimite dicha estructura, lo cual permite discriminar las regiones de la imagen que conforman el ventrículo de las demás estructuras que aparecen en la misma [1]. Otro tipo de técnicas, se basa en la aplicación de métodos de clasificación de patrones, donde la imagen es sometida a procesos de agrupamiento hasta representarla como un conjunto no solapado de dos (2) regiones, donde una de ellas constituye el objeto de interés, y la otra el fondo de la imagen [2]. Recientemente, han sido introducidas técnicas donde es considerada tanto la información de contorno ventricular como la información contenida en la región que el mismo delimita [3].

La cuantificación de la morfología y función cardiaca a partir de imágenes de angiografía por rayos X, requiere la segmentación de las cavidades del corazón. Tales valoraciones son importantes, ya que el daño cardiovascular (CVD) es considerado como una de las principales causas de mortalidad, debido a que es responsable de un tercio de las muertes en todo el mundo, aproximadamente 17 millones de personas por año [4].

La discriminación de la forma ventricular izquierda frente a las demás estructuras presentes en una imagen angiográfica, por medio de la aplicación de técnicas computacionales, ha constituido en los últimos años, un problema abierto en el área de procesamiento digital de imágenes. Numerosos modelos, desarrollados bajo nuevas y poderosas teorías, han sido introducidos en este campo, sin lograr aún establecer un estándar que se ajuste a los requerimientos de una validación clínica. La importancia de establecer un modelo clínicamente valido, radica en que al obtener la forma ventricular izquierda se pueden desarrollar algoritmos para cuantificar automáticamente la función ventricular a partir de tal información [5].

El objetivo de este trabajo fue el desarrollo de un método para la segmentación automática del LV, el cual combina el uso de dos máquinas de aprendizaje. Una de ellas basada en redes neurales y que se encarga de obtener una aproximación al contorno ventricular, el cual es considerado como la aproximación inicial de un modelo de cuerpos deformables. Tal contorno es optimizado al hacerlo evolucionar con ayuda de un algoritmo genético codificado en número reales (RGA).

Materiales y Métodos

En esta sección describimos el algoritmo híbrido para la segmentación automática del LV a partir de imágenes de angiografía por rayos X. Primero se describe el proceso para la obtención de una aproximación inicial basado en redes neurales. Tal proceso es una extensión del trabajo de Gerard [6], donde nuestra contribución, consiste en que no se incorporan técnicas de preprocesamiento a las variables discriminantes en la fase de entrenamiento y detección. Luego se describe el algoritmo para la optimización de tal aproximación inicial. Para ello el contorno inicial se usa como inicialización de un modelo de cuerpos deformables, cuya energía es minimizada de acuerdo a un proceso evolutivo implantado con ayuda de un algoritmo genético codificado en números reales. De esta manera se logra obtener el contorno óptimo que representa la cavidad ventricular.

Red Neural: Se entrena una red neural (NN) multicapa prealimentada con función de transferencia sigmoidal y algoritmo de backpropagation resilente [7]. La misma es entrenada con la idea de detectar marcadores anatómicos del LV como el ápex, y los lados anterior y posterior de la válvula aórtica. Para ello, a partir de una secuencia de imágenes del LV en proyección oblicua derecha anterior (RAO) de seis pacientes, se extraen un conjunto de subimágenes de tamaño 31x31 que contienen los marcadores anatómicos antes señalados. Adicionalmente, se generan otro conjunto de subimágenes que no consideran los marcadores anatómicos, extraídas de imágenes de rayos X de riñón, pulmón, etc. Tales subimágenes son convertidas a vectores normalizados de 961 componentes, con la idea de generar las bases de datos necesarias para la fase de entrenamiento de la red neural. Se configura una matriz **P** la cual contiene vectores que representan marcadores y vectores no marcadores en relación 1:4. De igual manera se genera un vector de etiquetas ***t*** en el cual se representa por +1 los vectores que corresponden a marcadores anatómicos y por -1 los restantes, en la misma relación de la matriz **P**. Utilizando el criterio de la raíz se establece tanto el número de capas ocultas como el número de neuronas de cada capa [7]. A continuación se diseña una red neural con configuración 961:31:6:2:1. La red es sometida a su fase de entrenamiento, para luego aplicar una etapa de *boostrapping*, donde se le presenta a la red los vectores no marcadores que erróneamente estaban identificados como marcadores. Tal proceso, permite que la relación entre marcadores anatómicos y no, aumente en relación 1:10. La red neural así implantada, se somete a un proceso de adaptación [8], donde a la red neural se le presenta un número heurístico de veces un mismo conjunto de patrones de entrada hasta obtener una respuesta satisfactoria a la salida de red, al culminar este proceso se obtiene un red con una configuración 961:31:7:2:1.

Modelo de Cuerpos Deformables: El conjunto de puntos obtenidos con ayuda de la red neural antes descrita, forman un contorno en las proximidades del LV. Tal conjunto de puntos es considerado como los puntos de control de un modelo de cuerpos deformables. Geométricamente, este tipo de modelos son representados mediante un contorno paramétrico localizado en el plano imagen $(x,y) \in \Re^2$. El contorno es representado como $\mathbf{v}(s) = (\mathbf{x}(s),\mathbf{y}(s))^T$, donde **x** y **y** son los arreglos de funciones coordenadas y $s \in [0,1]$ es el dominio paramétrico. La energía asociada al modelo se puede escribir de acuerdo al siguiente funcional:

$$E = \int_0^1 \left[E_{interna}(\mathbf{v}(s)) + E_{imagen}(\mathbf{v}(s)) \right] ds \qquad (1)$$

La energía interna esta dada por (2), donde el contorno **v** es representado por los elementos de un b-spline cúbico, y los subíndices asociados a tal arreglo, denotan derivación. Los factores de peso ***a*** y ***b***, representan los coeficientes de elasticidad y rigidez asociados al cuerpo deformable. Estos pesos son usados para ponderar las propiedades de suavidad y curvatura del modelo.

$$E_{interna} = \frac{\left[a\left|\mathbf{v}(s)_s\right|^2 + b\left|\mathbf{v}(s)_{ss}\right|^2 \right]}{2} \qquad (2)$$

La energía de imagen es construida de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$E_{imagen} = -\left|\nabla \mathbf{G}_s * \mathbf{I}\right| \qquad (3)$$

Tal funcional establece que los cambios en las intensidades de una determinada imagen, pueden ser detectados encontrando los máximos o mínimos de $G_s(x,y)*I(x,y)$, para una imagen **I** y donde $G_s(x,y)$ es una distribución Gaussiana en dos dimensiones.

El contorno óptimo debe ser encontrado al minimizar la energía del modelo deformable. Para ello, se han utilizado diversos enfoques como solución del problema variacional [9] o analogías físicas [10].

Algoritmos Genéticos Codificados en Número Reales: Nuestro algoritmo de segmentación utiliza un RGA para minimizar la energía asociada al modelo deformable establecido de acuerdo a las coordenadas de los marcadores anatómicos previamente detectados.

Tradicionalmente, tanto en los estudios teóricos como en implantaciones computacionales de algoritmos genéticos (GA), los cromosomas son representados como cadenas o arreglos de caracteres codificados en binario y de longitud fija. Sobre este tipo de representación se han propuestos diversos desarrollos [11]. Sin embargo, ha sido demostrado que los GA que exhiben un buen desempeño, están asociados con implantaciones donde la representación utilizada no corresponde con arreglos binarios [12]. Una de las más importantes representaciones adoptadas en los desarrollos de estos algoritmos, corresponde con la codificación de los cromosomas con la ayuda de números reales. En implantaciones con este tipo de representación, los cromosomas son arreglos de números en punto flotante, que han sido principalmente utilizadas en optimización numérica sobre dominios continuos [13].

En este trabajo se propone que el estado de energía mínima asociada al modelo deformable, se encuentre con ayuda de un RGA. En tal sentido, cada cromosoma de nuestro RGA representará un contorno activo y la función objetivo debe corresponder con la combinación lineal de las ecuaciones 2 y 3. El GA propuesto presenta las siguientes características:

- Implantado en lenguaje C estándar.
- Basado en la estructura de un GA simple [11].
- La codificación de los cromosomas se realiza con número reales.
- Se implanta el operador de reproducción lineal y no se utiliza ningún esquema de mutación.
- No implanta elitismo.
- Selección basada en torneo.

Codificación Utilizada: Cada cromosoma representa un contorno ventricular de *n* puntos de coordenadas (x,y). Los puntos x_0, y_0, x_{n-1}, y_{n-1} no evolucionan en el RGA.

$\mathbf{v}_0$		$\mathbf{v}_1$		.....		$\mathbf{v}_{n-2}$		$\mathbf{v}_{n-1}$	
x_0	y_0	x_1	y_1	....	....	x_{n-2}	y_{n-2}	x_{n-1}	y_{n-1}

Función Objetivo: Corresponde con el argumento del funcional que describe la energía asociado a un modelo deformable estudiado en el párrafo anterior:

$$ObjFunc = E_{\text{int}erna} + E_{imagen} = \frac{\left[a\left|\mathbf{v}_s(s)\right|^2 + \left|b\mathbf{v}_{ss}(s)\right|^2\right]}{2} - \left|\nabla \mathbf{G}_s * \mathbf{I}\right| \quad (4)$$

Se utilizan diferencias finitas centradas para aproximar las derivadas.

Inicialización del RGA: Se establece como contorno inicial el generado por la red neural. Tal contorno es alterado de manera aleatoria con el objetivo de generar *M* individuos que constituyen la población inicial. Cada componente (x_i,y_i) del cromosoma representado por el contorno generado por la NN se altera de acuerdo a:

$$\begin{aligned} x_i &\pm \Delta_{x_i} \\ y_i &\pm \Delta_{y_i} \end{aligned} \quad (5)$$

donde Δ_{x_i} y Δ_{y_i} son enteros aleatorios entre [0, *h*] y *h* representa el tamaño de la vecindad donde puede ser alterado el valor de la componente en el gen *i*. El signo + o – se escoge con probabilidad igual a 0.5.

Mecanismo de Selección: La selección se realiza por torneo, el cual consiste en tomar *k* individuos de la población de forma aleatoria, y escoger de esa *k*-muestra cual individuo posee el mayor valor de la función de adaptación o función objetivo.

Reproducción Lineal: A partir de dos cromosomas $C_1 = \left(c_1^1 \ldots c_n^1\right)$ y $C_2 = \left(c_1^2 \ldots c_n^2\right)$ seleccionados como padres para aplicarles operadores de reproducción, se pueden encontrar tres cromosomas $H_k = \left(h_1^k \ldots h_n^k\right)$, $\forall k$=1,2,3 de acuerdo a:

$$\begin{aligned} h_i^1 &= \frac{1}{2}c_i^1 + \frac{1}{2}c_i^2 \\ h_i^2 &= \frac{3}{2}c_i^1 - \frac{1}{2}c_i^2 \\ h_i^3 &= -\frac{1}{2}c_i^1 + \frac{3}{2}c_i^2 \end{aligned} \quad (6)$$

A estos cromosomas se les aplica el mecanismo de selección, con lo que se puede escoger, los dos mejores hijos que sustituirán a los padres en la población.

Resultados

A la red neural diseñada se le presentaron un conjunto de imágenes con el objetivo de que los clasificara como marcador anatómico o no. Observandose que la red no presentaba problemas de sobreentrenamiento. Aquellos patrones reconocidos como marcadores anatómicos son ubicados sobre la imagen con ayuda de un cuadro de 31x31 píxel. Las coordenadas para la exacta ubicación del marcador anatómico están determinadas por el centroide de esta región cuadrada; obteniéndose los resultados que se muestran en la figura 1.

Sobre una imagen en algún instante del ciclo cardiaco, la ubicación de los marcadores anatómico es utilizada para formar un contorno ventricular, el cual es parametrizado utilizando b-splines, y posteriomente discretizado con la idea de generar un conjunto discreto de puntos que lo representen.

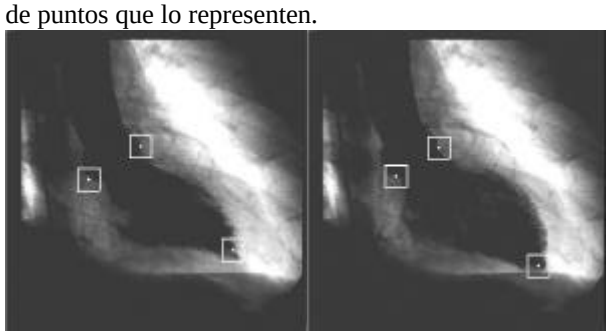


Figura 1: Marcadores anatómicos clasificados por la NN sobre diferentes instantes del ciclo cardiaco

Tal contorno se utiliza para generar 60 individuos que forman la población inicial. La figura 2 muestra dos individuos (contornos) de la población inicial.

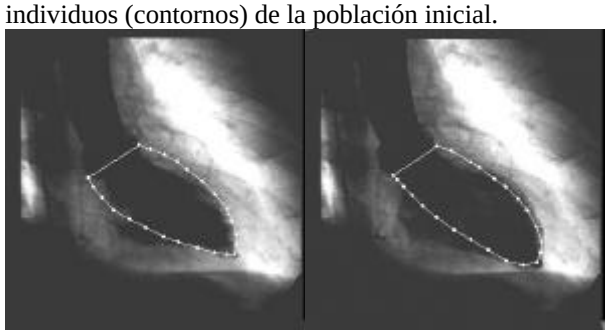


Figura 2: Contornos pertenecientes a la población inicial

El algoritmo se hace evolucionar con un número máximo de 60 generaciones, con una taza de cruzamiento o reproducción $T_c = 1$. Los factores de peso de la función objetivo se colocan $a = b = 1$.

La figura 3 muestra los resultados obtenidos al aplicar el algoritmo híbrido sobre imágenes de angiocardiografía del LV. Se puede observar como el modelo inicial generado por la NN evoluciona tratando de adaptarse a la forma de la cavidad ventricular.



Figura 3: Contornos obtenidos con ayuda del algoritmo híbrido

Discusión

En el presente trabajo se ha presentado un esquema para la discriminación de la forma de la cavidad

ventricular basado en la utilización de maquinas de aprendizaje. La red neural permite la obtención de una aproximación cruda de la forma ventricular, al clasificar efectivamente un conjunto de marcadores anatómicos del LV. Una segunda máquina de aprendizaje basada en un algoritmo genético codificado en número reales, permite optimizar la aproximación previamente encontrada, mediante la minimización de la energía asociada a un modelo de cuerpos deformables, con la ventaja de que el espacio de búsqueda lo forma un espacio continuo.

El rendimiento del esquemas propuesto, es determinado a través de la implantación de un proceso sistemático, que trata de resolver el problema de la cuantificación de la diferencia entre la forma obtenida por el método computacional y la forma patrón o de referencia trazada por un especialista cardiólogo. Tal diferencia entre las dos curvas es obtenida considerando la similaridad espacial y las diferencia de sus áreas. El error promedio obtenido al comparar toda la secuencia angiográfica corresponde al 4.37 %.

Conclusiones

Del presente trabajo se pueden extraer conclusiones bastante valiosas:

- Se demuestra que el uso de los algoritmos genéticos cuya codificación se realiza en números reales, permite acercase a la definición de los problemas físicos donde las variables pertenecen a un dominio continuo.
- La complejidad en cuanto a implantación computacional es considerablemente baja, ya que se debe recordar que el tamaño del cromosoma coincide con el número de variables físicas que se están tratando que en este caso es de 25 genes o puntos que definen el cada contorno de las diferentes poblaciones.
- En cuanto al proceso de detección de bordes en angiografías usando un modelo deformable, la conclusión más importante, es que puede alcanzar el mínimo sin tener que entonar los parámetros de elasticidad y curvatura asociados a tal funcional.
- En tal sentido, el RGA propuesto ha sido utilizado para la optimización de un extractor de la forma ventricular izquierda basado en modelos deformables.

Agradecimiento

Este trabajo fue realizado gracias al apoyo del Centro Clínico Caracas, del Decanato de Investigación de la Universidad Nacional Experimental del Táchira, a la Oficina de Planificación del Sector Universitario (OPSU) a través de su Programa Alma Mater y Universidad de los Andes Núcleo Táchira.

Referencias

[1] KERVRANN, CH., and HEITZ, F., Statistical deformable model--based segmentation of image motion, *IEEE Trans. Image Processing*, 8(**4**): 583 - 588, 1999.

[2] MEDINA R., GARREAU M., JUGO D., CASTILLO C., TORO J., "Segmentation of Ventricular Angiographic Images Using Fuzzy Clustering", *Proc. 17th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp. 405-406, Montreal, 1998.

[3] OOST, C., LELIEVELDT, B., ÜZÜMCÜ, M., LAMB, H., REIBER, J. and SONKA, M., "Multi-View Active Appearance Models: Application to X-ray LV Angiography and Cardiac MRI", *Proc. Information Processing in Medical Imaging*, Lecture Notes in Computer Science, vol. 2732, Springer, pp. 234 - 245, 2003.

[4] WORLD HEALTH ORGANIZATION, Internet site addres: http://www.who.int/ncd/cvd/ visitado en 21/05/2004.

[5] RABIT, O., "Quantitative analysis of cardiac function", in BANKMAN, I. N. (Ed.): *Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis*, San Diego: Academic Press, pp. 359–374, 2000.

[6] GERARD, O. and SHÉRIF, M., 'Automatic Contour Detection by Encoding Knowledge into Active Contour Models', *Proc. IEEE Workshop on Applications Computer Vision*, USA, pp. 209-213, 1998.

[7] HAYKIN, S., Neural Networks. A Comprehensive Foundation, Prentice Hall, 2nd Edition, USA, 1999.

[8] NEURAL NETWORK TOOLBOX USERS GUIDE, Internet site addres: http://www.mathworks.com/access/ helpdesk/help/toolbox/nnet/functionlist.html, visitado en 21/05/2004.

[9] KASS, M., WITKIN, A., and TERZOPOULOS, D., Snakes: Active contours models, *Int. J. Computer Vision*, 1(**4**): 321 - 331, 1988.

[10] LOBREGT, S., and VIERGEVER, M., A Discrete Dynamic Contour Model, *IEEE Trans. Medical Imaging*, 14(**1**): 12 - 24, 1995.

[11] GOLDBER, D., Genetic Algorithms in Search, Optimization, and Machine Learning, Addison-Wesley, Alabama, 1989.

[12] GOLDBER, D., Real-Coded Genetic Algorithms, Virtual Alphabets, and Blocking, *Complex Systems*, 5(**1**): 139 - 137, 1991.

[13] MÜHLENBEIN, H., and SCHLIERKAMP-VOOSEN, D., Predictive Models for the Breeder Genetic Algorithm I. Continuos Parameter Optimization, *Evolutionary Computation*, 1(**1**): 25 - 49, 1999.

UTILIZAÇÃO DE ÁGUA DESGASEIFICADA NA MEDIÇÃO DA POTÊNCIA DE EQUIPAMENTOS DE ULTRA-SOM PARA TERAPIA

Marcelo de Moraes Antunes*

* Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo
Laboratório de Avaliação Elétrica, São Paulo, Brasil

e-mail: mantunes@ipt.br

Abstract: Measurements of ultrasonic power from a treatment head of an ultrasound therapeutic equipment were carried out using water of different oxygen content. The purpose was to assess the difference between measuring with degassed and non-degassed water. The theory predicted that the power measured with non-degassed water would be underestimated, and this was proved by the experimental results. Even in a controlled procedure such as followed, differences up to 20 % were found to occur. The results prove the necessity of degassed water in ultrasonic power measurement in the therapy-level.

***Palavras Chaves*: Ultra-som, Cavitação, Força de radiação.**

Introdução

A terapia por ultra-som é largamente utilizada por profissionais de fisioterapia para diversos tipos de tratamento, como o alívio da dor. Para que o tratamento seja eficaz, é necessário que a saída do equipamento de ultra-som para terapia seja confiável, uma vez que a "dose" é baseada em parâmetros do mesmo. Diversos estudos apontam problemas relacionados aos parâmetros entregues por equipamentos; uma revisão pode ser encontrada em Guirro e Santos [1]. Um dos parâmetros mais importantes é a potência acústica de saída, cujo método de medição é normalizado pela norma IEC 61161 - *Ultrasonic power measurement in liquids in the frequency range 0,5 MHz to 25 MHz*. Um dos requisitos obrigatórios da metodologia é a utilização de água desgaseificada como meio de transmissão de ultra-som. Cabe ressaltar aqui que a qualidade da água em termos de desgaseificação é determinada através da concentração de oxigênio dissolvido na mesma, onde é assumido que tal concentração é uma medida do conteúdo total de gás na água.

A existência de pouca literatura específica com dados experimentais sobre o assunto motivou a discussão teórica e as medições cujo método e resultados são apresentados no artigo, o qual tem como finalidade determinar a diferença entre utilizar ou não água desgaseificada nas medições de potência.

Discussão teórica

A potência acústica de saída é definida como a potência ultra-sônica média temporal radiada por um cabeçote aplicador de um equipamento de ultra-som para terapia em um campo aproximadamente livre, sob condições especificadas em um meio especificado, preferencialmente água [2]. Uma de suas vantagens é que sua medição é relativamente simples, e é portanto o parâmetro recomendado e utilizado pela maioria dos usuários na verificação da exatidão do equipamento.

A medição da potência de saída, de acordo com a norma IEC 61161, é realizada utilizando-se uma balança de força de radiação. O aparato consiste em um alvo, onde será interceptado o feixe ultra-sônico, conectado à uma balança. A orientação do feixe é, no caso do experimento em questão, vertical com o feixe sendo transmitido de cima para baixo. O alvo, que pode ser absorvedor ou refletor, encontra-se em um recipiente com água, e as paredes do recipiente são cobertas com material absorvedor para que não ocorram problemas de reflexão. O alvo utilizado no experimento é um refletor na forma de cone, convexo, feito de placas finas de metal. Uma vez que o ângulo superior do cone é de 90°, e assumindo que o feixe de ultra-som comporta-se como uma onda plana, a fórmula para calcular a potência é:

$$P = \Delta m * g * c(T)$$

onde P é a potência ultra-sônica em Watts, Δm é a diferença entre massas nos ciclos ligado/desligado da saída ultra-sônica, g é a aceleração da gravidade e $c(T)$ é a velocidade do som na água em função da temperatura [3].

A potência é diretamente proporcional à força de radiação que é definida como a força média temporal em um campo acústico que aparece na superfície de contorno entre dois meios de diferentes propriedades acústicas. No caso da balança de força de radiação, os meios são a água e o metal do qual é composto o alvo. A força é medida em termos práticos pela diferença entre massas com e sem aplicação da saída ultra-sônica, mediada em um número finito de ciclos.

Existem diversas fontes de variação na medição e o presente trabalho é focado em uma delas: a presença de oxigênio na água utilizada na medição e o potencial efeito da cavitação nos resultados.

A cavitação acústica é um fenômeno que pode ser definido como a atividade induzida pelo som em cavidades cheias de gás, as microbolhas. Seu mecanismo básico compreende três etapas : expansão; oscilação rápida, no final da qual pode haver propagação de ondas de choque através do líquido; e contração, que pode tanto gerar uma fragmentação da bolha ou um recomeço do ciclo [4].

Nas medições de potência, a cavitação produz uma difusão do feixe acústico, com posterior instabilidade das medidas. A potência acaba sendo "absorvida" pelo ciclo de cavitação das bolhas. Nessa situação, a verdadeira potência é subestimada.

Água desgaseificada pode ser obtida por diversos métodos, como aplicação de pressão reduzida, autoclavagem ou a utilização de equipamentos comerciais de deaeração [5]. Um dos métodos mais simples, contudo, é a fervura da água, conforme explicado na seção de materiais e métodos. Um outro método simples e recentemente validado é a adição de sulfito de sódio (Na_2SO_4), que permite que a água continue desgaseificada por mais de 50 horas (em contrapartida, o tempo para que a água desgaseificada pelo método da fervura retorne à uma condição de alta concentração de oxigênio é de aproximadamente 4 horas se não for utilizada e repousar no ambiente) [3]. Um valor de concentração entre 3,5 e 4,5 mg/L é suficiente para que a água seja considerada desgaseificada, enquanto que um valor entre 7 e 9 mg/L é o geralmente encontrado no meio que não passou pelo processo de desgaseificação.

Materiais e Métodos

Uma medição normalizada de potência possui algumas características, tal como a desmontagem e montagem do ensaio e cálculo da média entre medições para se chegar ao resultado final, que poderiam produzir erros no trabalho em questão. Portanto, foi desenvolvido um protocolo especial de modo a maximizar o parâmetro repetibilidade do ensaio, descrito no final desta seção.

A balança utilizada para as medições foi um modelo UPM-DT-10E da Ohmic Instruments. Essa balança possui uma resolução de 0,01 W. O cabeçote aplicador foi selecionado entre as unidades pertencentes ao laboratório, trabalhando em 1 MHz e possuindo uma área de radiação efetiva de 4,5 cm^2.

A concentração de oxigênio na água foi detectada por um medidor de oxigênio digital da marca Unity, modelo 3202, com resolução de 0,1 mg/L. Tal instrumento possui um sensor de oxigênio em forma de sonda permitindo uma fácil medição por imersão na água do recipiente. As medições foram realizadas em água com duas concentrações diferentes, 4,5 mg/L e 8,5 mg/L. A de menor concentração foi obtida pelo método da fervura, que consiste em esquentar à água até o ponto de ebulição e manter a fervura por 5 ou 10 minutos; após tal período, deve-se deixar o recipiente em repouso para o resfriamento. Pode também ser necessário cobrir o recipiente com filme-plástico para evitar a reintrodução de gás, principalmente se a superfície do recipiente for muito grande ou se a utilização da água não ocorrer no mesmo dia; como as medições do experimento foram realizadas logo após a desgaseificação, não houve necessidade de tal precaução.

A excitação do cabeçote foi realizada utilizando-se um gerador arbitrário de funções marca Tektronix, modelo AFG310, em conjunto com um amplificador de potência marca ENI, modelo 411LA. A tensão eficaz de excitação no cabeçote foi monitorada por um osciloscópio marca Tektronix, modelo TDS 2012. Tal procedimento em conjunto com um tempo curto de excitação, além de garantir a repetibilidade das condições de medição nos dois casos, permitiu simplificar o método de medição normalizado. Ao invés de uma seqüência de ciclos ligado/desligado, foi medida a diferença de massas em apenas um ciclo. A medição em apenas um ciclo também foi utilizada pois reflete o método geralmente utilizado pelos fabricantes e por usuários.

A temperatura da água durante o ensaio foi monitorada por um registrador de temperatura marca Yokogawa modelo DR 130, que possui resolução de 0,1 °C. Para facilitar o ensaio, a temperatura foi medida no ínicio e no fim do ensaio e a média foi utilizada na determinação da velocidade do som na água.

O protocolo de medição foi o seguinte: 800 mL de água desgaseificada foram introduzidos no recipiente da balança. O cabeçote aplicador foi posicionado na balança à uma distância fixa do alvo (a fixação da distância é necessária para que um fator de correção da absorção de ultra-som na água seja adicionado à potência medida, de modo a determinar a potência na face radiante do cabeçote) e fixado de tal maneira que a posição pudesse ser mantida constante durante as duas séries de medições. A temperatura e a concentração de oxigênio iniciais da água foram registradas. O cabeçote foi excitado (1 MHz e modo contínuo) com uma tensão inicial de 100 mV. Esperou-se 20 segundos para que a balança atingisse o equilíbrio entre a força de radiação direcionada para baixo e o empuxo da água na direção contrária. Foram registradas a tensão eficaz de excitação e a massa mostrada na balança. A excitação foi desligada e observou-se a massa na balança para que a diferença entre massas pudesse ser calculada. Uma vez que as condições do experimento eram bastante controladas e a excitação foi realizada em um curto período de tempo, não houve problemas de flutuabilidade do alvo e, portanto, a massa sem a excitação voltou à zero; tal comportamento ocorreu em todas as medições e, consequentemente, a diferença entre massas sempre foi igual à massa com a saída ultra-sônica ligada.

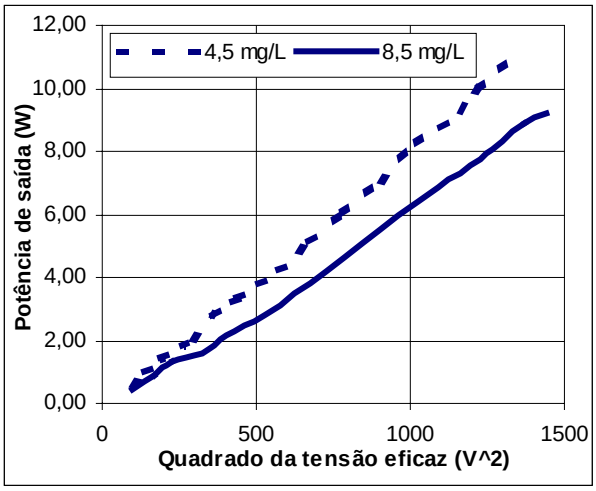
Em seguida, a tensão de excitação foi aumentada e o ciclo foi repetido, com um total de 15 medições em água desgaseificada. As tensões utilizadas, de 100 mV a 900 mV em passos de 50 mV, resultaram em potências de aproximadamente 0,5 a 12 W, faixa que pode ser considerada comum entre os equipamentos de ultra-som para terapia. Para que não houvesse mudança na montagem do cabeçote na balança, a água desgaseificada utilizada inicialmente foi retirada com o auxílio de uma seringa e a água com concentração maior de oxigênio (800 mL) foi introduzida no recipiente com a seringa para a segunda séries de medições e o ciclo descrito anteriormente se repetiu.

Resultados

Os resultados das medições experimentais foram plotados nos gráficos a seguir.

A Figura 1 mostra a relação entre a potência de saída e o quadrado da tensão eficaz medida no osciloscópio, com a utilização de água desgaseificada (4,5 mg/L) e com água não-desgaseificada (8,5 mg/L).

Figura 1 : Gráfico da potência de saída em função do quadrado da tensão eficaz de excitação do cabeçote

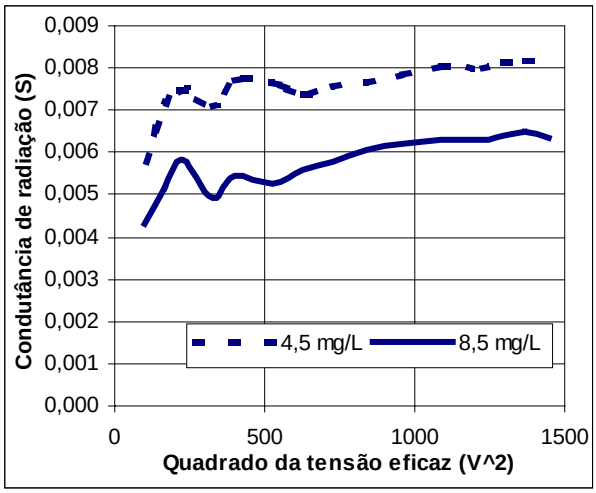


Um parâmetro muito utilizado na metrologia de equipamentos de ultra-som para terapia é a condutância eletro-acústica de radiação , definida por:

$$G = P / U_e^2$$

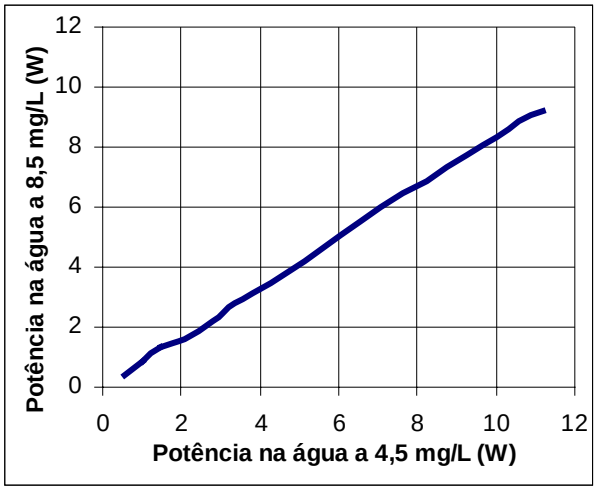
onde G é a condutância eletroacústica de radiação em Siemens, P é a potência ultra-sônica em Watts e U_e^2 é o quadrado da tensão eficaz de excitação do cabeçote [3]. A condutância de radiação está relacionada à eficiência do cabeçote aplicador em transformar a excitação elétrica em ondas mecânicas. A Figura 2 mostra a relação entre a condutância de radiação e o quadrado da tensão de excitação do cabeçote para as duas séries de medições.

Figura 2 : Gráfico da condutância de radiação em função do quadrado da tensão eficaz de excitação do cabeçote



A comparação entre as potências de saída medidas com água de diferentes concentrações é mostrada na figura 3.

Figura 3 : Gráfico combinado da potência de saída medida com água em duas concentrações de oxigênio (4,5 e 8,5 mg/L)



A temperatura não sofreu mudanças durante a medição com água desgaseificada. Na medição com água não-desgaseificada houve elevação da temperatura da ordem de 1 °C.

As concentrações de oxigênio mantiveram-se praticamente constantes durante as duas séries de medições.

Discussão

Conforme esperado, a utilização de água não-desgaseificada resulta em potências de saída de menor valor quando comparadas com as potências obtidas pela utilização de água desgaseificada (Figura 1). Chapman e Al-Hussaini [6] realizaram um estudo com o objetivo de tentar detectar o efeito de diferentes concentrações de oxigênio na variação da força de radiação acústica; embora o escopo e o método utilizado tenham sido diferentes do presente trabalho, um resultado foi comum. O estudo também concluiu que a potência (no caso de Chapman, a força de radiação) resultante era menor com concentrações mais altas de oxigênio. Contudo, um resultado diferente entre os dois estudo está relacionado à potência / força de radiação em níveis baixo. Os resultados obtidos por Chapman mostram que a diferença é maior em níveis mais baixos de potência. Tanto a literatura (a norma IEC 61061 não obriga a utilização de água desgaseificada em potências baixas, menores que 1 W) quando os resultados obtidos no presente trabalho e mostrados na Figura 1 indicam que a maior variação ocorre em potências maiores. Não se chegou à uma conclusão sobre a causa da diferença dos resultados.

A eficiência do cabeçote, representado pela condutância de radiação na Figura 2, é a melhor maneira de se notar a diferença nas medições. Há diferenças de até 20 % na eficiência de uma maneira sistemática, verificada pelo aparente paralelismo entre as curvas. Os níveis mais altos de condutância nas excitações iniciais parecem explicar a falta de paralelismo no início da Figura 1.

A diferença sistemática entre as potências pode ser observada claramente na figura 3. A potência medida com água não-desgaseificada subestima em toda a faixa a potência real representada pela medição com água desgaseificada. A diferença média calculada de 17 % é muito alta pois as normas mais recentes de equipamentos de ultra-som para terapia permitem uma variação da potência de apenas ± 20 %. Uma medição realizada por laboratórios de ensaio em condições controladas possui uma incerteza na faixa de 7 % a 10 %. Medições realizadas por fabricantes ou usuários possuem, geralmente, uma incerteza maior que a de laboratórios. A diferença de 17 % obtida foi mais alta que a encontrada por Hekkenberg *et al.* [3], que foi de 10 %. A discrepância dos resultados pode ser explicada pelo baixa resolução da balança utilizada no presente trabalho quando comparada aos equipamentos utilizados no estudo de Hekkenberg.

Conclusão

O estudo realizado comprovou a necessidade de utilização de água desgaseificada na medição de potência de saída de equipamentos de ultra-som para terapia. Foi mostrado que as diferenças podem chegar a até 20 % pela não-desgaseificação da água, principalmente em altas potências que são muito utilizadas na prática médica, sendo portanto necessária e imprescindível a monitorização da concentração de oxigênio na água utilizada, sob pena de não se conseguir realizar a medição conforme parâmetros normalizados.

Referências

[1] GUIRRO R., SANTOS S.C.B., "A realidade da potência acústica emitida pelos equipamentos de ultra-som terapêutico: uma revisão ", *Rev. Fisioter. Univ. SãoPaulo* 4(**2**):76-82,1997.

[2] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMISSION, "IEC 61161 – Ultrasonic power measurement in liquids inthe frequency range 0,5 MHz to 25 MHZ", Genebra, Suíça, 1998.

[3] HEKKENBERG R. T., BEISSNER K., ZEQIRI B., BEZEMER R. A., HODNETT M., "Validated ultrasonic power measurements up to 20 W", *Ultrasound Med. Biol.* 27(3):427-438, 2001.

[4] WORLD FEDERATION OF ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, "Nonthermal issues : cavitation – its nature, detection and measurement", *Ultrasound Med. Biol*. 24(**1**):S11-S21, 1998.

[5] INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERS., "IEEE STD 790-1989 – IEEE Guide for medical ultrasound field parameter measurements", Nova Iorque, EUA, 1989.

[6] CHAPMAN I. V., AL-HUSSAINI H., "Variation of radiation force values with differing gas content of propagating media", *Ultrasound Med. Biol.* 4:51-53, 1978.

COLOMBIAN TELEMEDICINE: A SOCIAL NETWORK

R. Álvarez[1], E. Romero[1], W. Sarmiento[1], A. Lozano[1-2], M. Faizal[1-3], O. Ricaurte[1-4], O. Amaris[1-3], L. Ulloa[1-2], E. Calvo[1-2], L. Moreno[1-2], M. Díaz[1-5] J Báez[1-5] , J Campos[1] , J.M. Fischer[1]

[1] Centro de Telemedicina, Facultad de Medicina/Bogotá, Colombia
[2] Departamento de Imágenes Diagnósticas, Facultad de Medicina/Bogotá, Colombia
[3] Departamento de Medicina interna, Facultad de Medicina/Bogotá, Colombia
[4] Departamento de Patología, Facultad de Medicina/Bogotá, Colombia
[5] Sede Leticia, Leticia, Colombia
Universidad Nacional de Colombia
Carrera 30 no. 45 – 03 Ciudad Universitaria

e-mail: ralvarezt@unal.edu.co

Abstract: The Center of Telemedicine of the National University of Colombia seeks to validate the operation schemes in telemedicine. It is used as a tool to improve the quality of life of the general population by integrating electronic devices and those belonging to the field of information and technology, supported by a human group expert in different related fields. An aspect deserving special attention is the communications one. Our task has evolved from selecting and installing devices to operate a network based on public phone lines in urban locations and in by satellite communications in zones far away from large urban settlements.
After three years in operation 1193 events pertaining to radiology, dermatology, cardiology, pediatrics and internal medicine specialties have been solved and more than 300 events in pathology and mammography have been referred to our specialists.
Key Words: Telemedicine, telecommunications, Bandwidth, Medical Specialties.

Introduction

Telemedicine antecedents are found simultaneously with the telephone invention. Telemedicine has been used for the telemetry of physiological data of astronauts and to relieve anxiety in psychiatry patients.

This modality shows several definitions and we consider that one that fits is: "health activities performed remotely using communications and information technologies pursuing objectives such as education, investigation, prevention, promotion and health recovery, looking forward to improve general population life conditions.

Amalgamation of heterogeneous knowledge fields such as medicine and engineering, having as purposes to provide opportune specialized healthcare services to those communities living far away from main urban settlements and lacking specialized physicians, and to make possible request solving in locations different from the usual ones as home, allows establishing the general framework of the wide topic known as telemedicine.

The Center of Telemedicine of the National University of Colombia has the hardware and software infrastructure based on the University's communication channels that links, by satellite, the campuses located at Palmira, Medellin, Manizales, Arauca and Leticia cities in the continental Colombian surface and in San Andres and Providencia islands located in the Colombian Caribbean sea. As of May 2004 there have been remote workstations installed in hospitals located at San Andres and Providencia islands, at Leticia and at the aboriginal health facility of Centro Providencia which can be found between the Miriti and Apaporis rivers in the Amazon basin.

The existence of the communications channels allows to provide specialized healthcare services and to perform education activities using videoconference systems.

Using actual technological developments and considering the fact that as technology develops, its price goes down; it is possible for the undeveloped countries by means of usage of many different devices to propose solutions, not too expensive, in a very important field for human groups as health is.

As a particular case of these countries is Colombia. Colombia is located at the north end of South America. It has the Pacific Ocean at the west and the Atlantic Ocean at the north. It has also three mountain chains whose altitudes reach above 5,000 meters over the sea level (16,404 ft) and are separated by large valleys. To the southeast plain zones that turns into the Amazon rain forest are found. At this place transportation systems are very scarce, not good, and compared with the national mean, very expensive. The former fact joined with the poor and inefficient healthcare system which had lead to the concentration of the specialized

physicians in large cities allows to see the necessity and, at the same time, the benefit of a telemedicine system.

Materials and Methods

The procedure followed to perform the clinic and then to obtain the specialized response is based on the physician's distant interaction using reliable communication channels and hardware/software devices. General physicians or students performing their internship send the cases, from any of the remote workstations, to a server located at the network's central node. Specialists can query on the server and once they have reviewed the data they send back to the server their assessment. Finally the referring physician can search on the server to retrieve the information. In Bogota the server can be accessed using the local area network of the Telemedicine Center or from particular locations such as Doctors office or home through a Remote Access Server or the Internet by a FTP Server. The communications channels bandwidths between San Andres Island - Bogota and Leticia – Bogota are 256 Kbps and 384 Kbps. Between the aboriginal community at the Apaporis and Bogota there is an Internet VSAT link of 87 Kbps. The hospitals located at San Andres and Providencia islands (Timothy Britton and Old Providence) reach the net through a software based RAS system located at the San Andres University's campus The distance between San Andres and Providencia islands is 94 Km. (58.42 mi)

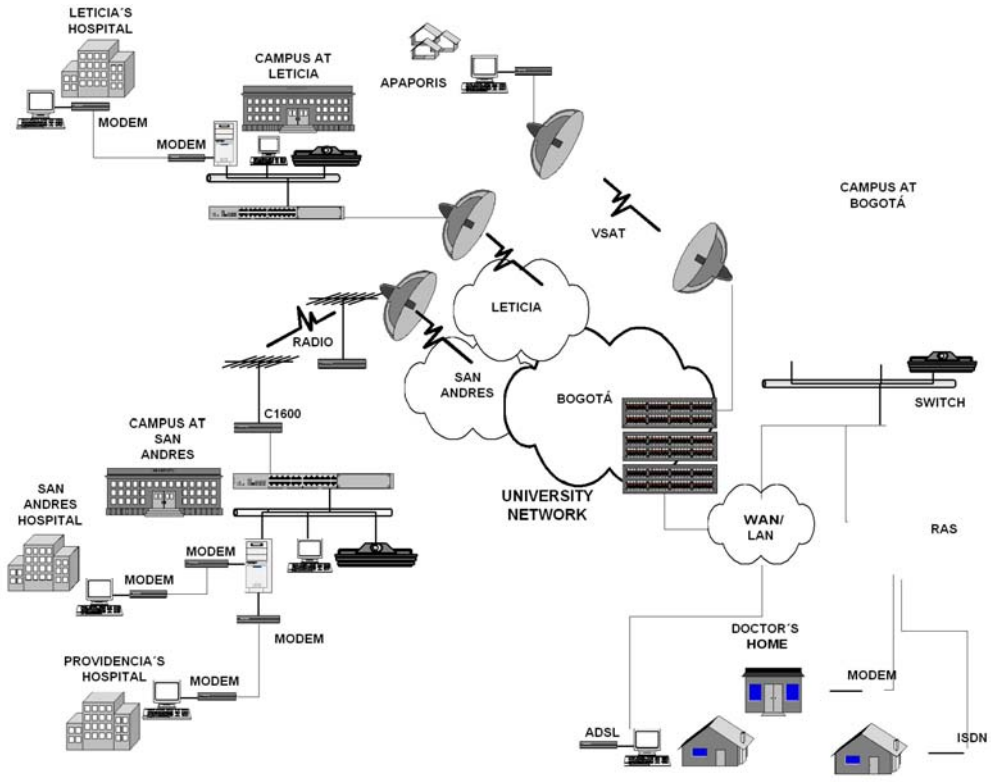


Figure # 1: Network Topology

Table #1 show the geographical position of every place where a telemedicine node has been installed. Table #2 shows some distance between nodes.

Tale # 1 Geographical references

Location	Latitude	Longitude
Bogotá	N4°38'20.8"	W74° 5'17.7"
Leticia	S4°11'26.8"	W69°56'41.1"
Centro Providencia	S1°3'29.9"	W70°14'22.8"
H. Thimoty Britton	N12°35'46.4"	W81°42'26.7"
H. Old Providence	N13°23'3.0"	W81°22'11.3"

Table #.2 Distance between network nodes

Between	Distance Km/Mi
Bogotá-Leticia	1088/676.19
Bogotá-San Andrés	1255/779.98
Leticia-Centro Providencia	348/216.28
San Andrés-Providencia	94.6/58.42

Each remote workstation has a PC, a film digitizer, a flatbed scanner, a microscope (with digital camera adapter) and a 3.3 Mpixel digital camera.

Based on the available devices a batch system has been developed. It has allowed to provide specialized healthcare services in Radiology, Dermatology and Cardiology and to support Pathology and Mammography services. The file contains clinical relevant information. File sizes varies depending on the specialty. Dermatology cases comprises from 2 to 11 images weighting from 0.48 to 7.05 MB, being its mean 0.611 MB per picture. Radiology cases comprises from 1 to 4 images weighting from 0.8 to 11.3 MB being its mean 3.157 MB per film.

Discussion

Providing Healthcare Services using the telemedicine network has gained acceptance among the community once quality and opportunity have been recognized by the users and physicians becoming involved with information systems, computers and communications. Table # 3 shows how cases have increased and it is important to point out that discriminated among specialties, 746 cases were solved during the year of 2003, 60% were Radiology, 36% Dermatology, 1% Cardiology and 3% from other specialties.

Table # 3. Yearly events solved

Year	Events
2002	214
2003	746
As of April 30th 2004	233
Referred Pathology and Mammography	300

Telemedicine tasks are not only for healthcare providing and education in the medical field or communication channels, electronic devices or software management in the technical field but, among others, it serves and even requires a profound review of different topics as for example: image processing, algorithm development, coding, cryptography, system securing and user validation. As long as the needs have increased, it has been necessary to improve channel capacities. It is required to look for efficient low cost communication modalities as broadband. In the short term it is expected to provide additional services such as telecolposcopy, teleOtolaryngology teleophthalmology and also to perform real time ultrasound.

Conclusion

The foundation for the implementation and practice of telemedicine relies on the conformation of a solid, strong and amiable human network owning the required knowledge and tools belonging to Information and Technology field. It is very important to use communication channels exhibiting bandwidths of at least, if possible, 256 Kbps. It is not intended to argue that channels of a bandwidth below 256 Kbps cannot be used, but its performance is not as good as desired. The fact is particularly observed in radiology because a single set of files can weight 11 MB and it will take, being lucky, around 35 minutes to be transmitted using a switched public phone.

The use of Telemedicine permits to improve life quality of many different populations because it is possible to provide specialized healthcare services to those communities far away. It makes possible avoidance of non necessary patient transportation. At urban areas it is possible to avoid the use of transportation systems achieving important facts as saving up to three hours each weekday in Bogota. At the same time it has a deep impact on specialist's performance, and on social and economic costs. In the near future real cost must be established considering human resources, opportunity, and user satisfaction.

Acknowledgement: to French government for its support for the "Apaporis – Leticia – Bogotá pilot Telemedicine Network" and Colciencias for its support for the "San Andrés – Providencia – Bogotá pilot Telemedicine Network"

References

[1] NORRIS TE, HART GL, LARSON EH et al., *"Low-Bandwidth, Low-Cost Telemedicine Consultations in Rural Family Practice", J. Am. Board Fam. Pract.* 15:123-127, 2002.

[2] RIGBY M, FORSSTRÖM J. ROBERTS R and WYATT J., *"Verifying quality and safety in health informatics services", BMJ* 323:552-556 2001.

[3] HERSH WR, HELFAND M, WALLACE J et al., *"Clinical outcomes resulting from telemedicine interventions: a systematic review", BMC Medical Informatics and Decision Making.* 1:5-7, 2001. http://www.biomedcentral.com/1472-6947/1/5

[4] WOOTTON R., *"Telemedicine", BMJ* 323:557-60 2001.

[5] Telemedicine Information Exchange http://tie.telemed.org/ (20 may/04)

SISTEMA DE INFORMAÇÕES EM ENGENHARIA CLÍNICA E ADMINISTRAÇÃO HOSPITALAR – A INTERNET PODE AJUDAR?

L. C. Brito*, C. R. O. Fornazier*

* Agência Nacional de Vigilância Sanitária/UTVIG, Brasília, Brasil

e-mail: lucio.brito@anvisa.gov.br e carlos.fornazier@anvisa.gov.br

Abstract: This paper describes an information system based on a Content Management System - CMS, scripting language, server-side, and incorporated into a HTML code, used to create dynamics web pages. The purpose of the system is to use it to information exchange in order to edit clinical engineering and health care management news. With them, clinical engineers from Brazil can share their experiences that may be interesting and useful among them. Also, having the advantage of web conferences, clinical engineers will be reducing regional distances and taking a chance to discuss about theirs professional interests.

***Palavras Chaves*: Engenharia Clínica, Administração Hospitalar, Sistema de Gerenciamento de Conteúdo, Internet, Redes de Computadores.**

Introdução

As inovações tecnológicas periodicamente promovem significantes transformações na sociedade onde se pode vislumbrar notoriamente mudanças radicais de hábitos e comportamentos. A cada instante a sociedade, em especial os profissionais de saúde, vem à procura de novas maneiras de desenvolver redes de trabalho com o intuito da melhoria contínua dos serviços e da prática da engenharia clínica. Essa busca constante possibilita uma melhor comunicação e uso racional de recursos para prover uma considerável qualidade de serviços dentro dos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde – EAS. Deve-se considerar também as necessidades da equipe clínica e administrativa, bem como o ambiente hospitalar, que é um ambiente de grande flexibilidade no desenvolvimento dos serviços de engenharia clínica e administração hospitalar.

Os usuários dos serviços de saúde esperam um atendimento de qualidade elevada, o uso mais eficaz dos produtos para saúde e de recursos médicos para o tratamento de suas necessidades. Para possibilitar isso, os engenheiros clínicos e os administradores hospitalares necessitam ampliar e aprimorar seus conhecimentos na busca de elevados padrões de profissionalismo no que diz respeito à Engenharia Clínica e a Administração Hospitalar.

A internet é uma gigantesca rede de computadores e é um excelente recurso para facilitar a troca de informações. Essa rede pode fornecer bases de dados interativas e sistemas de informação, possibilitando a troca de dados e de informações de interesse comum, agregando conteúdo valioso na prática da profissão.

Na internet, por intermédio dos fóruns e grupos de discussão, são promovidos meios para a instrução e o desenvolvimento profissional entre pessoas interessadas nos campos da engenharia biomédica, clínica e na administração hospitalar. Esses fóruns e grupos ajudam a promover a geração e a troca do conhecimento relevante a este campo diverso [1].

Em alguns setores ainda se faz necessário o incentivo ao uso da internet para que os mesmos cresçam por meio das informações e essa rede de conhecimento possa ajudar com o desenvolvimento e manutenção de padrões para melhorar a prática da engenharia clínica e biomédica e os serviços tecnológicos relacionados aos EAS.

Materiais e Métodos

Com o objetivo de agregar toda a comunidade brasileira de profissionais voltada à área de gerenciamento da tecnologia médica, manutenção e suporte técnico em produtos e EAS, foi criado em agosto de 2001 o Portal Brasileiro de Engenharia Clínica e a partir de maio de 2003 com o objetivo de firmar uma perfeita sinergia entre a Administração Hospitalar e a Engenharia Clínica criou-se o Portal Brasileiro de Administração Hospitalar e Engenharia Clínica [2] e [3].

O Portal Brasileiro de Administração Hospitalar e Engenharia Clínica foi construído usando o conceito de Sistema de Gerenciamento de Conteúdo – SGC, termo advindo do inglês Content Management System – CMS. O sistema recebe este nome porque integra todas as ferramentas necessárias para criar e gerenciar um portal, seja ele comercial ou institucional. É caracterizado pela grande quantidade de funções presentes na instalação e nos módulos adicionais criados pelo administrador do sistema.

O objetivo do sistema é construir uma comunidade on-line, possibilitando aos engenheiros clínicos e administradores hospitalares compartilhar notícias, submeter comentários, e discutir artigos e idéias por meio de um portal na internet.



Figura 1: Página Principal do Portal.

Este sistema de informação é baseado em PHP, um sinônimo para "PHP: Hypertext Preprocessor"; é uma linguagem de script código aberto do lado do servidor (“server-side”) embutível em HTML. Ou seja, o código é executado no servidor e o cliente recebe o resultado da execução desse código não tendo como determinar qual é o código fonte. Muito de sua sintaxe foi emprestada do C, Java e Perl, com algumas características únicas adicionadas [4].

O PHP foi criado em 1994, por Rasmus Lerdorf, um grande homem de negócios que desenvolveu uma série de ferramentas que são utilizadas como mecanismos colaboradores para interpretar algumas macros. Ele eventualmente combinou essas ferramentas com um pacote de formulário de interpretação (FI – Form Interpretation) que escreveu, adicionou alguns suportes a banco de dados e lançou o que ficou conhecido como PHP/FI [5].

Com o espírito do desenvolvimento de softwares com códigos abertos, desenvolvedores de todo o mundo iniciaram suas pesquisas e contribuições ao PHP/FI. Em 1997, mais de 50.000 sites da web estavam utilizando o PHP/FI para desempenhar diversas tarefas – conexão a um banco de dados, exibição de resultados dinâmicos, entre outras. E hoje mais de um milhão de páginas usam o PHP em seus servidores web.

O motivo da escolha dessa linguagem está baseado na independência de plataforma, custo baixo, velocidade, código aberto, simplicidade no desenvolvimento e manutenção fácil do código por ser linguagem interpretada. Todas estas qualidades mostram a vantagem do PHP em relação às outras linguagens de programação.

Apesar de o sistema poder se conectar com outros bancos de dados, escolheu-se o MySQL como o sistema de armazenamento dos dados devido à sua velocidade, poder e precisão de manipulação dos dados [6].

O Portal possui as seguintes áreas de acesso com conteúdos relacionados a Administração Hospitalar e a Engenharia Clínica:

- Banco de currículos de profissionais das áreas relacionadas;
- Banco de dissertações e teses;
- Tópicos em saúde com matérias selecionadas de diversos sites da internet;
- Materiais e programas para downloads;
- Links de outras páginas com conteúdos de interesse dos usuários;
- Enciclopédia com especificação de equipamentos odonto-médico-hospitalares;
- Fórum de discussão;
- Sala de bate-papo.

O Portal Brasileiro de Administração Hospitalar e Engenharia Clínica tem conseguido alcançar seus objetivos com o crescente volume de visitas recebidas, como se verifica por meio dos dados coletados do servidor que hospeda o Portal e exibidos na Tabela 1.

Tabela 1: Quantidade Total de Visitas. Ano de 2004 contabilizado somente até abril.

Ano	Visitas	Média/dia
2001	1.504	4
2002	4.795	13
2003	9.404	25
2004	4.651	35

Resultados

No ano de 2003 o Portal Brasileiro de Administração Hospitalar e Engenharia Clínica teve acesso de usuários de 20 países, sendo que os 10 países que mais acessaram, excluindo o Brasil, são respectivamente: Estados Unidos, Canadá, Japão, Argentina, Holanda, Portugal, Israel, Alemanha, Inglaterra e Taiwan. E em 2004 temos: Estados Unidos, Portugal, Japão, Argentina, Espanha, Alemanha, República Checa, Taiwan, Arábia Saudita e Inglaterra.

O país do visitante se determina por meio do sufixo de seu nome de domínio. Note que alguns provedores identificam seus endereços como sendo dos Estados Unidos embora geograficamente estejam no Brasil.

Atualmente estamos pesquisando um meio de colocar em contato com a comunidade brasileira os profissionais dos países que visitam o site e conhecer o perfil profissional dos mesmos.

O banco de teses, apesar do pouco conteúdo, teve em 2003, 439 downloads, da tese de doutorado sobre sistema de informação para o gerenciamento de tecnologia médico-hospitalar [7]. O livro Gerenciamento de Manutenção de Equipamentos Hospitalares [8], nesse mesmo ano teve 696 downloads.

Em 2004, até o mês de abril, o livro [8] teve 436 downloads, a tese de doutorado [7] 198 downloads e a dissertação de mestrado sobre metodologia de priorização de equipamentos médicos para programas de manutenção preventiva [9] teve 110 downloads.

Discussão

A implementação e manutenção do Portal Brasileiro de Administração Hospitalar e Engenharia Clínica é iniciativa dos autores deste trabalho.

Conclusão

A disseminação das informações vem sendo um dos grandes marcos do mundo contemporâneo, notoriamente resultante dos grandes avanços tecnológicos. Desta forma, o engenheiro clínico e o administrador hospitalar não poderiam deixar de fazer parte deste marco. Assim sendo, esse Sistema de Gerenciamento de Conteúdo é uma pequena célula destinada à abordagem de assuntos relacionados à Gestão Hospitalar e a aplicabilidade das ferramentas da Engenharia Clínica em todos os seus seguimentos. Em especial, busca-se firmar uma perfeita sinergia entre a Administração Hospitalar e a Engenharia Clínica, por meio da informação em toda sua magnitude.

O portal é um meio de comunicação disseminando informações sobre equipamentos médicos, cursos relacionados com a área da engenharia clínica, biomédica e administração hospitalar. Para o crescimento dessa comunidade, a contribuição com o envio de mensagens, materiais, produções técnicas e científicas relacionadas à Engenharia Clínica e Administração Hospitalar, é muito importante.

O compartilhar de informações e a utilização das ferramentas da internet poderá contribuir indubitavelmente para o progresso da engenharia clínica e da administração hospitalar.

Referências

[1] EngeclinBr, Internet site address: http://br.groups.yahoo.com/group/engeclinbr/ acessado em 15/05/2004.

[2] Portal Brasileiro de Engenharia Clínica, Internet site address: http://www.engeclin.eng.br acessado em 15/05/2004.

[3] Portal Brasileiro de Administração Hospitalar, Internet site address: http://www.hospitalar.adm.br acessado em 15/05/2004.

[4] PHP: Hypertext Preprocessor, Internet site address: http://www.php.net acessado em 15/05/2004.

[5] Rasmus Lerdorf, Internet site address: http://lerdorf.com acessado em 15/05/2004.

[6] MySQL, Internet site address: http://www.mysql.com acessado em 15/05/2004.

[7] BESKOW, W. B. Sistema de Informação para o Gerenciamento de Tecnologia médico-hospitalar: metodologia de desenvolvimento e implementação de protótipo. Tese de doutorado. , 2001.

[8] CALIL, S. J., TEXEIRA, M.S., "Gerenciamento de Manutenção de Equipamentos Hospitalares", volume 11. Série Saúde & Cidadania. São Paulo: Faculdade de Saúde Pública da Universidade de São Paulo, 1998.

[9] RAMÍREZ, E. F. F., "Metodologia de Priorização de Equipamentos Médicos para Programas de Manutenção Preventiva em Hospitais". Dissertação de Mestrado. , 1996.

AVALIAÇÃO DE ESTRATÉGIAS DE MANUTENÇÃO EM APARELHOS CARDIOLÓGICOS UTILIZANDO O *MEAN TIME BETWEEN FAILURES*

Santos RP[*], Almeida RMVR[**]

[*,**] Programa de Engenharia Biomédica (PEB), Coordenação dos Programas de Pós Graduação em Engenharia (COPPE), Centro de Tecnologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), Rio de Janeiro, Brasil.

e-mail: rogeriopires1@uol.com.br

Abstract - This paper studies the occurrence of failures in cardiac equipments in a large emergency hospital in Rio de Janeiro City, RJ, Brazil. 161 equipments were studied, (electrocardiographs, monitors defibrillators and pulse oximeters). Along 12 months 90 failures in these equipments were observed, and, from these data, the failure rate, mean time between failures (MTBF) and equipment reliability curves were estimated. It was observed that some equipments have a very small failure rate, and probably do not need short maintenance intervals. A Clinical Engineering section could introduce contract changes allowing for a larger reliability of equipments and for a reduction of the resources destined to maintenance.

Palavras-chave: Engenharia Clínica, Equipamentos Cardiológicos, Manutenção, MTBF.

Introdução

As técnicas de gerenciamento de manutenção vêm se modificando rapidamente [1], e a inclusão de serviços de Engenharia Clínica (EC) nos hospitais muito tem contribuído como instrumento de desenvolvimento de novas técnicas e metodologias, que permitam uma melhor aplicação dos recursos empregados desde a aquisição até o descarte de equipamentos biomédicos [2]. O Ministério da Saúde recomenda que sejam racionalizados os recursos financeiros empregados na aquisição e manutenção de equipamentos, em virtude da constante expansão da cobertura e da complexidade do atendimento em saúde [3]. Entretanto, a manutenção de equipamentos biomédicos ainda sofre com o despreparo dos profissionais envolvidos, com a utilização de metodologias ultrapassadas, controles ineficientes, falta de planejamento e outros problemas inerentes aos países em desenvolvimento [2]. Estes problemas, muitas vezes, levam ao sucateamento e à desativação precoce de equipamentos [4].

Ao mesmo tempo, as unidades de saúde vêm recebendo novos equipamentos e tecnologias, muitas destas desconhecidas dos gestores de manutenção. Com isso, dúvidas e distorções ocorrem sobre, por exemplo, qual o melhor tipo de manutenção a ser empregada e com qual periodicidade. Mesmo em relação a equipamentos que empregam tecnologias já conhecidas, diversas metodologias podem ser empregadas, assim como os prazos de manutenção podem variar de acordo com as necessidades específicas de cada tipo de aparelho, setor de instalação ou unidade [2]. Isto se deve principalmente à falta de profissionalização do setor como um todo, e em especial à falta de especialização e treinamento dos gestores, que muitas vezes são antigos funcionários da manutenção ou, como no caso do hospital estudado, funcionários administrativos desviados de função.

Além disso, os fabricantes podem recomendar programas de manutenção freqüentes e complexos. Estas recomendações devem ser cuidadosamente revistas para determinar sua validade, caso pareçam excessivamente complexas [5].

Este trabalho objetivou definir uma metodologia para a determinação de qual tipo de equipamento necessita de contrato de manutenção preventiva e corretiva, e qual o intervalo ideal entre as intervenções preventivas. Para isto, estudou-se, de 02 de janeiro a 31 de dezembro de 2001, a confiabilidade de 161 aparelhos de monitorização/tratamento cardíaco em um hospital de emergência de grande porte, a partir de suas taxas de falhas, em um hospital de grande porte no município do Rio de Janeiro.

Metodologia

Os dados foram adquiridos a partir da análise das Ordens de Serviço (OS's) de manutenção dos equipamentos cardiológicos de um grande hospital de emergência no município do Rio de Janeiro, RJ. Foram utilizados dois tipos de Ordens de Serviço (OS), as próprias da unidade e as das empresas contratadas. Destas OS's foram extraídos os eventos referentes à ocorrência de falhas nos equipamentos.

Foram escolhidos os aparelhos cardiológicos devido à grande importância destes no perfil epidemiológico da população atendida no hospital e por serem eles encontrados em grande número na unidade. Dentre as marcas disponíveis foram escolhidas as duas mais numerosas. Da primeira marca existem, na unidade, Eletrocardiógrafos (ECGs) tipo fita ou tira, Monitores de ECG, Desfibriladores, Esteira

ergométrica, Centrais de pacientes e módulos diversos. Da segunda, monitores multi-paramétricos, ECGs tipo página, Oxímetros de pulso e módulos diversos. Foi estudada a ocorrência de falhas desconsiderando a origem e o tipo das mesmas, assim como marca ou o setor de instalação, apontando, puramente, para o tipo do aparelho.

Para definição da confiabilidade dos aparelhos, foi utilizado o índice *Mean Time Between Failures* (MTBF) ou, em português, tempo médio entre falhas que é o recíproco da taxa de falhas λ. Para cálculo das taxas de falhas λ utilizou-se a equação 1, para a confiabilidade R(t) a equação 2 e para o MTBF a equação 3 [6]. Normalmente utiliza-se "horas" como unidade de tempo nos estudos de confiabilidade e afins, porém neste estudo, foi utilizado "dias" como unidade de medida de tempo. Para o MTBF, o nível de confiança (NC) utilizado foi de 95% (0,95).

$$l = n / t \tag{1}$$

$$R(t) = \exp(-l.t) \tag{2}$$

$$MTBF = 1/l \tag{3}$$

Resultados

A tabela 1 apresenta o número de falhas por tipo de equipamento (separando as falhas de sensores e cabos em geral) e acessório, o número de equipamentos (Monitores, ECGs e Oxímetros), a distribuição percentual, as taxas de falhas, os MTBF e os respectivos intervalos de confiança. Observa-se a grande quantidade de falhas atribuídas aos cabos de monitores (a cada 8 dias, aproximadamente, um destes cabos falha), e no outro extremo o baixo número de falhas acometendo os oxímetros. Observa-se que não foram anotadas falhas em desfibriladores.

O gráfico 1 apresenta as curvas de confiabilidade dos principais aparelhos e acessórios estudados. É importante destacar os extremos deste gráfico, onde se observa a pequena confiabilidade dos cabos de paciente em geral, e, em contrapartida, a grande nos oxímetros. As curvas de aparelhos como oxímetros e ECGs são referentes à confiabilidade do aparelho propriamente dito, descontadas as falhas com seus acessórios.

Tabela 1 – N.º de Equipamentos, N.º de Falhas, Percentual de Falhas, Taxa de Falhas e MTBF .

Descrição	**Número de Equipamentos**	**Número de Falhas**	**Percentual de Falhas**	**Taxa de Falha** l **(Falhas/dia)**	**MTBF (NC=0,95) (dias)**
Cabos de ECG	--	4	4,4	0,0110	91,0 (35,5 – 334,0)
Cabos de Monitores	--	42	46,7	0,1154	8,7 (6,4 – 12,0)
Sensores	--	11	12,2	0,0302	33,1 (18,5 – 66,3)
ECGs	20	14	15,6	0,0385	26,0 (15,5 – 47,6)
Monitores	64	17	18,9	0,0467	21,4 (13,4 – 36,8)
Oxímetros	12	2	2,2	0,0055	182,0 (50,4 – 1502,8)

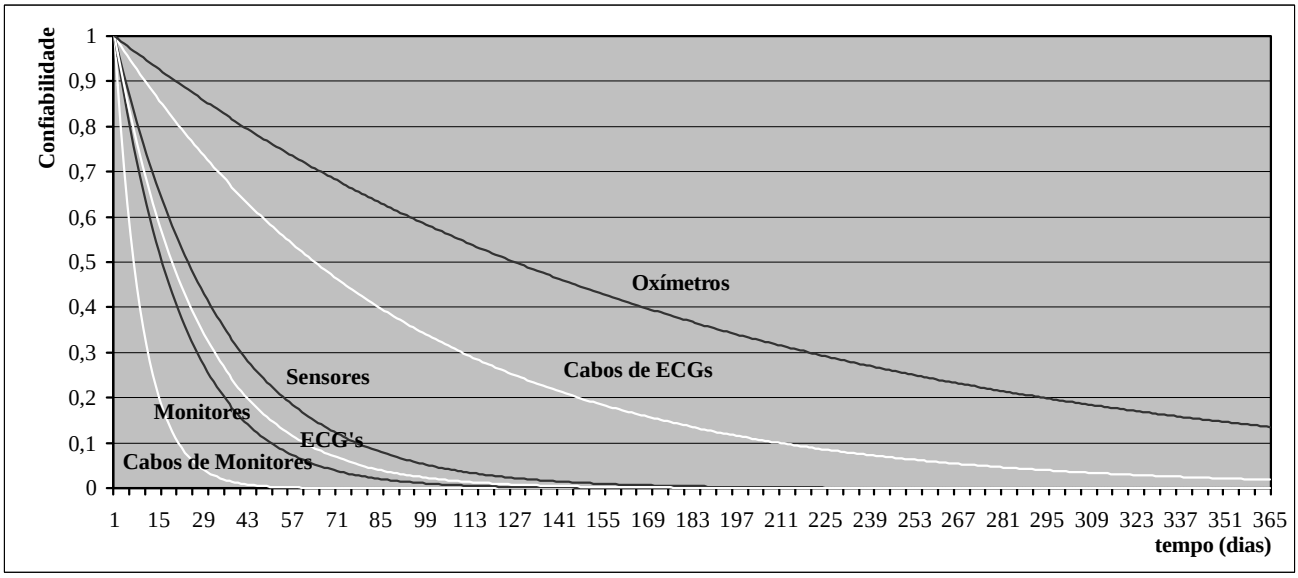


Gráfico 1 – Curva de Confiabilidade dos Equipamentos e Acessórios.

Discussão e Conclusões

O ECRI [5] recomenda que sejam feitas duas manutenções anuais em desfibriladores, uma simples e outra mais detalhada, e, para ECGs, oxímetros e monitores cardíacos, somente uma intervenção detalhada anual. Porém, a aplicabilidade desta recomendação no país pode não ser viável, devido às diferenças de treinamento e operação, da idade dos equipamentos e das condições das unidades hospitalares. Além disso não estão disponíveis estudos de confiabilidade de equipamentos biomédicos que auxiliem na determinação da periodicidade de manutenção ideal para cada caso.

Observando-se a tabela 1 deve-se ressaltar o grande número de falhas atribuídas a cabos de paciente em geral (cabos de captação eletrocardiográfica, utilizados em ECGs ou monitores de ECG), que perfizeram um total de 46 falhas, ou 51,1% do total das falhas durante o ano. Este número mostra que estas visitas, para reparos simples, implicam em um elevado custo às unidades de saúde, que poderia ser evitado. Ainda em relação aos cabos de captação eletrocardiográfica, pode-se observar que a grande incidência de falhas se dá nos cabos utilizados nos monitores. Isto ocorre, muito provavelmente, pelas condições de operação destes aparelhos, que, normalmente, são usados em pacientes em condições críticas de saúde. Já os cabos dos eletrocardiógrafos falham pouco, se comparados com os utilizados nos monitores.

A classe de aparelhos que mais apresentou falhas foi a dos monitores, com 17 ocorrências. Porém, este número não deve ser considerado muito expressivo, pois existe um total de 64 aparelhos, e a maioria está instalada em setores críticos. Por outro lado, os ECGs, descontando-se as falhas em seus cabos, apresentaram 14 falhas para um total de 20 aparelhos, sendo que 13 destas falhas ocorreram em aparelhos da marca A, mais numerosos, mas, também, mais antigos. Com isso, espera-se que 70% dos aparelhos de ECG falhem em um ano, o que pode estar sinalizando para uma equipe de operadores mal treinada, procedimentos de manutenção mal definidos, ou, mais provavelmente, para um parque tecnológico obsoleto. Fica claro que esta situação requer algum tipo de intervenção por parte das empresas de manutenção e/ou da administração da unidade.

Outro dado expressivo é o baixo número de falhas acometendo os oxímetros da unidade. Embora não existam no Brasil dados sobre falhas ocorridas nestes aparelhos, os dados presentes no estudo de Fernandes [7] concordam com os desta pesquisa, na qual foram anotadas somente duas falhas em oxímetros (descontando-se as referentes aos sensores). Assim, pode-se sugerir que estes não precisem de contrato de manutenção, pois, com o que é gasto em forma de contrato anual, poder-se-ia facilmente pagar por reparos de emergência. Estes dados demonstram coerência com as recomendações presentes no ECRI [5]. O valor pago em 2001 era de aproximadamente R$ 130,00/aparelho.mês, com um valor anual de aproximadamente R$ 1.600,00/aparelho, e um total anual para todos oxímetros de R$ 19.200,00. É interessante salientar que um aparelho novo deste tipo custava aproximadamente R$ 6.000,00.

Quanto aos sensores dos oxímetros, que não eram cobertos por contrato, estes deveriam estar cobertos, devido ao grande número de problemas com este componente (11 falhas, ou 13% das falhas totais, ou ainda, 85% das falhas envolvendo oxímetros). Esta estatística é similar à do trabalho de Ferreira [8], no qual, no primeiro período de seu estudo, este tipo de problema respondeu por 28% das falhas, e, no segundo, 56%. Na época do estudo, quando havia uma quebra de sensor, a unidade era obrigada a comprar um novo ou a pagar pela sua recuperação por outras empresas, o que, além de oneroso, dilatava em muito os prazos de reparo, pela necessidade de cumprimento das normas que regem as licitações públicas. O valor do sensor novo original no representante/fabricante era de aproximadamente R$ 900,00, a reforma do sensor danificado em empresa especializada era de aproximadamente R$ 330,00 e um sensor não original novo custava aproximadamente R$ 480,00.

É importante observar a ausência de falha nos desfibriladores estudados. Isto pode significar que esses aparelhos possuem alto grau de confiabilidade ou que os mesmos não estão sendo utilizados, pois, embora permaneçam instalados, compartilham da presença de modelos muito mais modernos, não estudados neste trabalho.

Como a grande maioria dos problemas provém dos cabos dos equipamentos, poder-se-ia sugerir que a unidade treinasse um funcionário para estes reparos, que são de baixa complexidade. Isso melhoraria as condições de negociação dos contratos de manutenção, pois a unidade ficaria responsável pela solução de 51,1% dos problemas identificados, sem a necessidade de intervenção de técnicos ou engenheiros da empresa contratada. No caso do reparo no próprio Hospital, em um setor de EC, também seria possível negociar uma redução considerável nos valores dos contratos de manutenção, fazendo com que estes não cobrissem reparos em acessórios (como os cabos) e mostrando ainda que o número de chamados cairia consideravelmente, diminuindo assim os custos dos contratos para as empresas. Finalmente, mantendo-se os oxímetros fora de contrato, ter-se-ia apenas 34,5% das falhas referentes a problemas de maior complexidade, que justificam a contratação de manutenção, para monitores, desfibriladores e eletrocardiógrafos.

É preciso destacar que na época do estudo os contratos de manutenção eram licitados pela Secretaria Municipal de Saúde da Prefeitura da Cidade do Rio de Janeiro, e normalmente cobriam 01 visita mensal para

manutenção preventiva e quantas corretivas se fizessem necessárias, cobrindo peças até 10% do valor e não cobrindo acessórios.

Pode-se sugerir que, para um melhor aproveitamento dos recursos destinados à manutenção, os setores de EC devem determinar que aparelhos precisam ser mantidos sob contrato de manutenção, e com que periodicidade, desenvolvendo os contratos em função das reais necessidades da unidade de saúde.

Finalmente, é importante salientar o papel da EC no treinamento dos operadores como fundamental na diminuição das falhas, tendo em vista que pequenas mudanças nos fatores de utilização podem gerar grandes e diversas mudanças nos fatores de risco [9], aumentando a confiabilidade dos sistemas. Assim, fica reiterada a importância do setor de EC para a otimização dos gastos com manutenção.

Agradecimentos

Nossos agradecimentos à Enfª Mariza Fonseca e ao Dr. Edisson Paixão. Este trabalho contou com o apoio parcial da CAPES a quem agradecemos (Bolsa de mestrado R.P.S.).

Referências

[1]DUNN, S., "Reinventing The Maintenance Process", *Queensland Maintenance Conference*, Queensland, EUA, 1998.

[2]SANTOS, R. P., *Análise das falhas em Equipamentos Cardiológicos em um Hospital de Emergência de Grande Porte no Município do Rio de Janeiro*, Dissertação de Mestrado, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2003.

[3]BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Assistência à Saúde. *Equipamentos Para Estabelecimento de Assistenciais de Saúde: Planejamento e Dimensionamento.* Ministério da Saúde, Brasília, 1994.

[4]LUCATELLI, M. V., OJEDA, R. G.. "Proposta de Aplicação da Manutenção Centrada em Confiabilidade em Estabelecimentos Assistenciais de Saúde", *Anais do XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Florianópolis, SC, Brasil, 2000.

[5]ECRI. *Health Devices Inspection and Preventive Maintenance System*, 3ª Edição, EUA, 1995.

[6]ANDERSON R. et al.. *Reliability-Centered Maintenance*. Elsevier Science Publisher Ltd., Crown House, Inglaterra, 1990.

[7]FERNANDES, R., OJEDA, R. G.. "Erros de Procedimentos na Operação de Oxímetros de Pulso na Maternidade Carmela Dutra". *Anais do XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Florianópolis, SC, Brasil, 2000.

[8]FERREIRA, F. R., ROCCO, E., OJEDA, R. G.. "Proposta de Implementação de Indicadores para Levantamento de Produtividade em Estruturas de Engenharia Clínica". *Anais do XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, p. 455 – 459. Florianópolis, SC, Brasil, 2000.

[9]Rice, W. P.. "Can Chaos Theory be Used to increase Preventive Maintenance Effective-ness?". *Journal of Clinical Engineering* , 332 – 338, Jul/Ago 1996.

RECONHECIMENTO AUTOMÁTICO DE CROMOSSOMOS UTILIZANDO O ENFOQUE LÓGICO-COMBINATÓRIO

C.H.Z. Pantaleão*, F.M. Azevedo*, M.C.M Ribeiro**, M.R. Ortiz-Pozadas***, I.T.Barbato, F.S. Fiebert e J.L.B. Marques*

* Instituto de Engenharia Biomédica (IEB) / Departamento de Engenharia Elétrica (EEL), Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Florianópolis, Brasil
** Laboratório de Citogenética / Departamento de Biologia Celular, Embriologia e Genética (BEB), Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Florianópolis, Brasil
*** Depto. de Ingeniería Eléctrica / Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa, D. F. México

e-mail: eng_pantaleao@yahoo.com.br

Abstract: This work approaches the elaboration of a system for automatic recognition of the chromosomes through one only scene and the analysis of the acute promyelocytic leukemia disease. Techniques of digital processing of images were applied to extract the chromosomes characteristics, and the logical combinatorial approach was used to present the degree of analogy between the chromosomes. With the method developed was possible to identify the homologous chromosomes automatically, reaching 63.04% of precision index, and to detect the chromosomal rearrange leukemia with indices between 63.73 and 99.70% of similarity, offering the citogeneticist conditions for the cytogenesis analysis with more confiability.
***Palavras Chaves*: Acute Promyeloid Leukemia, Logical Combinatorial Approach, Cytogenesis Analysis, Mathematical Modeling.**

Introdução

Na solução de problemas práticos das áreas das ciências pouco formais (medicina, biologia, psicologia, etc.), tornou-se muito comum o uso do conceito de analogia como ferramenta metodológica para caracterizar os objetos de estudo. Contudo, para que se possa descrever eficientemente um problema, é necessária a utilização de técnicas de modelagem matemática para a criação de uma função de analogia que permita representar tais objetos. Assim, este trabalho apresenta o uso do enfoque Lógico-Combinatório como ferramenta para a formalização de um novo modelo matemático para o reconhecimento automático de cromossomos.

Materiais e Métodos

A atividade de análise e classificação citogenética merece atenção prioritária em genética médica, isso porque numerosas condições patológicas são decorrentes de alterações numéricas e/ou estruturais dos cromossomos. Quando esta atividade é realizada sem o auxílio de um computador, além de consumir muito tempo, apresenta elementos significativos de natureza tediosa e repetitiva, exigindo, também, extrema habilidade técnica dos citogeneticistas. Com a possibilidade deste processo ser computadorizado, os citogeneticistas utilizam determinados tipos de softwares, denominados de *Sistemas Automáticos de Cariotipagem*, que realizam o reconhecimento e o pareamento automático dos cromossomos que irá permitir a verificação, pelo citogeneticista, das possíveis alterações cromossômicas.

Em suma, o processo computadorizado apresenta inúmeras vantagens, porém, cabe lembrar que ainda existem alguns pontos não resolvidos neste processo que limitam a identificação automática correta dos cromossomos. Outro ponto também não resolvido é quanto à análise citogenética que é tradicionalmente realizada visualmente, sendo a experiência e a habilidade do profissional fatores determinantes para a correta classificação dos cromossomos. Esse fato resulta muitas vezes em avaliações com alto grau de subjetividade que pode levar a potencializar o viés da análise em citogenética clínica.

Logo, este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma sistemática (método), através de uma ferramenta computacional denominada de *Sistema Computadorizado para Análise e Classificação Citogenética* (SCACC), com a finalidade de compor uma nova metodologia para a análise e classificação citogenética, visando superar ou minimizar estas limitações. A sistemática proposta foi elaborada, então, visando dois objetivos específicos: o primeiro diz respeito ao reconhecimento automático dos cromossomos, e o segundo ao desenvolvimento de uma ferramenta para análise da Leucemia Pró-Mielocítica Aguda (LMA). Para tanto, houve a necessidade da utilização e do desenvolvimento de novas técnicas de processamento digital de imagens, e também da aplicação, do enfoque Lógico-Combinatório da teoria de Reconhecimento de Padrões para criar um modelo matemático para a formalização do problema.

No que diz respeito ao processamento de imagens, o *SCACC* foi elaborado através da implementação das principais operações que um sistema de visão artificial efetua sobre uma imagem. Técnicas mais complexas foram requeridas para que a detecção das características que descrevem os cromossomos fosse mais precisa. Tais atributos correspondem à área, perímetro e eixo médio dos cromossomos, sendo que, a partir da área e do perímetro, calculou-se a característica denominada de fator de forma. Para a extração do eixo médio, utilizou-se um algoritmo baseado no método de *Holt*, em conjunto com a técnica de *Staircase Removal*, conseguindo-se esqueletos com afinamento de apenas um pixel de largura e sem perder a conexão do segmento [1].

Através do esqueleto dos cromossomos, foi possível obter, da posição de cada *pixel* pertencente ao esqueleto, o valor da intensidade de nível de cinza ao longo dos cromossomos. Estes valores de intensidade de nível de cinza foram plotados em um gráfico, onde os picos no gráfico representam as bandas (regiões escuras) e os vales representam as regiões claras (regiões entre as bandas), como mostra a Figura 1 a seguir.

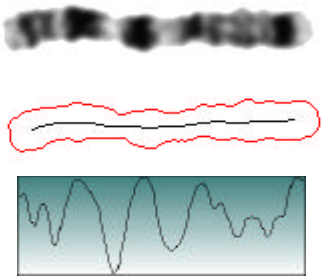


Figura 1: Exemplo de gráfico de intensidade de nível de cinza extraído do esqueleto de um cromossomo.

O reconhecimento dos cromossomos por intermédio das bandas pode ser realizado, então, utilizando-se um indicador de similaridade entre as mesmas através do conceito de distância *Euclidiana* (De), definida pela Equação 1 [2].

$$De(x_i - x_j) = \left[\sum_{k=1}^{m} \left(x_{i_k} - x_{j_k} \right)^2 \right]^{1/2} \qquad (1)$$

onde x_{ik} e x_{jk} são os *k-ésimos* elementos dos vetores de entrada x_i e x_j, respectivamente. Assim, a similaridade entre os vetores x_i e x_j é definida como o recíproco da distância *Euclidiana* $De(x_i - x_j)$, ou seja, quanto mais próximos entre si estiverem os elementos individuais dos vetores x_i e x_j, menor será a distância euclidiana e maior será a similaridade entre os vetores.

Outro indicador de similaridade entre os gráficos de intensidade de nível de cinza pode ser calculado através da quantificação do grau de associação entre eles. Para realizar esse processo de quantificação entre dois sinais (gráficos), utiliza-se a função de correlação linear de *Pearson* (CLP), que pode ser calculada utilizando-se a Equação 2 [3].

$$r_{ij} = \frac{S_{ij}}{S_i . S_j} \qquad (2)$$

onde S_i e S_j são os desvios padrão dos dois sinais (gráficos) e S_{ij} é a covariância entre eles

De posse das características que descrevem os cromossomos, o passo seguinte compreende o reconhecimento automático dos cromossomos. Para esta etapa, tomou-se como base o trabalho prévio apresentado por Ortiz-Posadas *et al*. (2003), que utilizou o enfoque lógico-combinatório para a identificação dos cromossomos. Os atributos (tamanho, posição do centrômero e constrições secundárias) que descrevem os cromossomos eram aprentados pelo usuário ao sistema e o mesmo identificava-os automaticamente. O uso da lógica-combinatória tem, como principal vantagem, a identificação baseando-se no grau de semelhança ou similaridade entre os objetos, o que torna o sistema adaptado à forma como os profissionais das áreas das ciências pouco formais analisam o problema [4].

Fundamentando-se também na lógica-combinatória, este trabalho apresenta a representação formal do problema, através da Tabela 1, com as variáveis escolhidas x_i, seus domínios M_i e critérios de comparação C_i. Na caracterização do domínio M_1, a variável tamanho (x_1) pode admitir valores de $T_{mín}$ até $T_{máx}$, M_2 (domínio da variável x_2) valores de $FF_{mín}$ até $FF_{máx}$, M_3 (domínio da variável x_3) pode admitir valores de distância *Euclidiana* da intensidade de nível de cinza de $De_{mín}$ até $De_{máx}$ e M_4 (domínio da variável x_4) admite valores da correlação linear de *Pearson* da associação entre os gráficos de $CLP_{mín}$ até $CLP_{máx}$. Já para o critério de comparação (C_i), O_i representa o objeto fixo de comparação e O_j o objeto a ser comparado.

Tabela 1 – Formalização do modelo matemático para a identificação automática dos cromossomos, descrito através de suas variáveis, seus domínios e critérios de comparação.

x_i	M_i	C_i
x_1	$[T_{mín}, T_{máx}]$	$\left\| \frac{x_1(O_i) - x_1(O_j)}{T_{máx} - T_{mín}} \right\|$
x_2	$[FF_{mín}, FF_{máx}]$	$\left\| \frac{x_2(O_i) - x_2(O_j)}{FF_{máx} - FF_{mín}} \right\|$
x_3	$[De_{mín}, De_{máx}]$	$\left\| \frac{De[x_3(O_{i_k}) - x_3(O_{j_k})] - De_{mín}}{De_{máx} - De_{mín}} \right\|$
x_4	$[CLP_{mín}, CLP_{máx}]$	$\left\| \frac{CLP[x_4(O_{i_k}) - x_4(O_{j_k})] - CLP_{mín}}{CLP_{máx} - CLP_{mín}} \right\|$

A partir da elaboração deste modelo formal apresentado na Tabela 1, os cromossomos podem agora ser identificados de forma automática, por classes de

similaridade, ou seja, através de um fator de semelhança entre os cromossomos, definido pela Equação 4.

$$b = 1 - \left[\frac{r_A(C_A) + r_{FF}(C_{FF}) + r_{De}(C_{De}) + r_{CLP}(C_{CLP})}{r_A + r_{FF} + r_{De} + r_{CLP}} \right] \quad (4)$$

onde b é definido como o fator de semelhança entre os cromossomos, C_A, C_{FF}, C_{De} e C_{CLP} os critérios de comparação para as características anteriormente citadas e r_A, r_{FF}, r_{De} e r_{CLP} as ponderações. Tais ponderações são pesos adotados no método de acordo com os resultados dos experimentos realizados, ou seja, as características que obtiveram melhores resultados de classificação, quando aplicadas isoladamente, receberam ponderações maiores.

Cabe lembrar que o resultado do cálculo do fator de semelhança encontra-se no limite [0,1] devido ao fator de normalização. Logo, se o resultado desse cálculo for igual a um, significa semelhança total, ou seja, que os dois cromossomos comparados são iguais. Entretanto, se a semelhança for igual a zero, os cromossomos são totalmente diferentes. Os valores intermediários representam, então, o grau de similaridade entre os mesmos.

Já para o segundo propósito da nova sistemática, a elaboração de uma ferramenta para a análise da leucemia pró-mielocítica aguda (LMA), buscou-se apresentar um indicador do grau de semelhança desta doença, dispondo ao citogeneticista uma forma de análise quantitativa da translocação cromossômica *t(15,17)* que caracteriza tal doença. Esta translocação cromossômica ocorre na porção final dos braços dos cromossomos e, para que seja possível extrair suas informações, necessita-se desenvolver um novo método de prolongamento das extremidades do eixo médio dos cromossomos. Para tanto, foi preciso realizar a extrapolação dos pontos do esqueleto, ou seja, realizar o prolongamento das extremidades do eixo médio dos cromossomos, até encontrar suas fronteiras. Este método foi elaborado baseando-se no ajuste de curvas pela técnica dos mínimos quadrados, em que a idéia foi de tentar encontrar uma curva que melhor se aproximasse ao gráfico do esqueleto [5]. Dessa forma, pode-se fazer a extrapolação com uma certa margem de segurança, tornando possível, então, a extração das informações nas extremidades dos cromossomos [6].

O passo seguinte constitui a formalização de um modelo matemático para a caracterização da LMA, utilizando-se o enfoque lógico-combinatório da teoria de reconhecimento de padrões. A Tabela 2 apresenta o modelo matemático das variáveis escolhidas x_i para a caracterização da LMA, seus domínios M_i e critérios de comparação C_i. A caracterização do domínio M_5 da variável *comprimento do esqueleto do cromossomo* (x_5) admite somente dois valores, CE_1 e CE_2, porque existe somente dois cromossomos em comparação, sendo que $x_5(O_{maior})$ representa o maior valor do comprimento medido entre CE_1 e CE_2, e S_{perc} representa o valor máximo percentual do segmento translocado em relação ao tamanho normal do cromossomo do par 17. Já o domínio M_6 da variável *diferença de intensidade de nível de cinza na região terminal do braço q* (x_6) admite somente dois valores, DI_1 e DI_2, que constituem os valores dos dois cromossomos em comparação, sendo que $V_{dicmáx}$ representa o valor máximo de diferença da intensidade de nível de cinza que um cromossomo translocado do par 17 pode ter em relação ao outro normal do mesmo par.

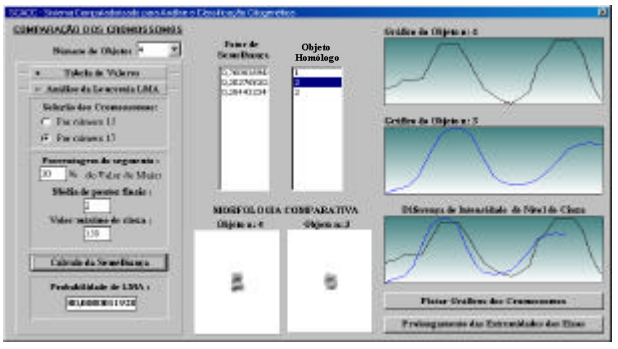
Tabela 2 – Formalização do modelo matemático para a detecção da LMA descrito utilizando-se suas variáveis, seus domínios e critérios de comparação..

x_i	M_i	C_i
x_5	$[CE_1, CE_2]$	$1 - \left\| \frac{x_5(O_1) - x_5(O_2)}{S_{perc}/100 * x_5(O_{maior})} \right\|$
x_6	$[DI_1, DI_2]$	$1 - \left\| \frac{x_6(O_1) - x_6(O_2)}{V_{dicmáx}} \right\|$

Os valores S_{perc}, $V_{dicmáx}$ e r_i são adotados pelo citogeneticista de acordo com os resultados constatados nos experimentos com vários exemplos de imagens de indivíduos portadores de LMA.

Por fim, foi implementado no SCACC uma rotina para servir de ferramenta ao citogeneticista na detecção da LMA, como mostrado na Figura 2. Esta ferramenta permite uma redução na subjetividade da análise desta doença, pois é disponibilizado pelo sistema um indicador da probabilidade de ocorrência da LMA e também gráficos representativos da intensidade de nível de cinza dos cromossomos, que permite a visualização comparativa do padrão de bandas dos mesmos.

Figura 2 – Detecção da LMA, disponibilizando um indicador do grau de semelhança com a doença.



A probabilidade da existência da doença LMA é calculada baseando-se no cálculo do fator de semelhança. Utilizou-se, para este cálculo, os valores apresentados pelo citogeneticista e as características extraídas dos cromossomos.

Também nesta rotina do *SCACC*, são apresentados os gráficos de intensidade de nível de cinza dos esqueletos (lado direito da imagem da Figura 2). Pode-

se verificar a nítida diferença de tamanho entre os gráficos, causado pela perda do segmento em um dos cromossomos, e da diferença de intensidade de nível de cinza no final do gráfico, pois o cromossomo normal tem as extremidades dos cromossomos terminadas em regiões claras (vales), enquanto que o cromossomo que perde o segmento transladado possui a extremidade finalizada em uma região escura (banda - pico).

Resultados

Nos experimentos feitos para o primeiro objetivo específico deste trabalho foram realizadas 276 comparações, ou seja, foram testados 138 pares de cromossomos (6 metáfases) de laboratórios distintos. Num primeiro momento, as características foram utilizadas separadamente para determinar os pesos que deveriam ter e, em seguida, testadas todas em conjunto. Os melhores resultados foram obtidos quando utilizadas as seguintes características e seus respectivos pesos: área com peso 2, fator de forma com peso 1, distância *Euclidiana* com peso 3 e correlação linear de *Pearson* com peso 1. O índice de acerto para a composição final do cariograma foi de aproximadamente 63,04%.

Para o segundo propósito da nova sistemática, a determinação da presença do rearranjo cromossômico foi feita considerando um fator de semelhança, ou seja, um indicador percentual de similaridade com a alteração cromossômica característica com a doença. Os resultados obtidos apresentaram indicadores de 63,73 a 99,70% de semelhança com o rearranjo cromossômico, em experimentos com 10 imagens de células leucêmicas e valores abaixo de 17,30%, utilizando-se 10 imagens de células normais.

Discussão

Embora o resultado para o reconhecimento automático de cromossomos seja relativamente baixo (63,04%), equipara-se, na mesma faixa dos resultados obtidos, com outros trabalhos encontrados na literatura como, por exemplo o trabalho de JOHNSTON *et al.* (1993), LUNDSTEEN *et al.* (1991), DENISOV e DUDKIN (1994), e SJAHPUTERA e KELLER (1999). Para os resultados obtidos com os indicadores da LMA, os valores mostraram uma nítida distinção (distância) entre as classes de células normais e células leucêmicas (com rearranjo), demonstrando um bom desempenho desta nova metodologia.

Conclusão

Como conclusão deste trabalho, considera-se que o método de reconhecimento automático de cromossomos é totalmente possível, tendo-se como expectativa que o desempenho de identificação possa ser ainda melhorado com o controle de determinados fatores técnicos, tais como a obtenção, através de preparações metafásicas adequadas, metáfases com maior resolução e com bandas mais nítidas, e também com o uso de equipamentos ópticos de captação de imagem mais adequados. Já com o método de análise da leucemia pró-mielocítica aguda (LMA), conclui-se que com esta nova ferramenta é possível detectar com maior precisão o rearranjo cromossômico que caracteriza esta doença, oferecendo ao citogeneticista condições para a realização do diagnóstico clínico com maior eficiência e confiabilidade.

Referências

[1] FACON, J. **Processamento e Análise de Imagens.** Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Apostila do Curso de Mestrado em Informática Aplicada, Curitiba – PR: 2002.

[2] HAYKIN, S. **Redes Neurais: princípios e práticas**. 2ª ed., Porto Alegre – RS: Bookman, 2001. 900 p.

[3] BARBETTA, P.A. **Estatística Aplicada às Ciências Sociais.** 5. ed. rev. Florianópolis: Ed. da UFSC, 2002. 340p.

[4] ORTIZ-POSADAS, M.R.; PANTALEÃO, C.H.Z.; BOSE, R. **A Mathematical Model for Classical Chromosome Identification Using the Logical Combinatory Approach.** Proceedings 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Cancún, México, p. 1342-1345, 2003.

[5] Ruggiero, M.A.G; Lopes, V.L.R. **Cálculo Numérico: Aspectos Teóricos e Computacionais**. São Paulo - SP: McGraw-Hill, 1988, 295 p.

[6] Cláudio, D.M. e Marins, J.M. **Cálculo Numérico Computacional**. São Paulo - SP: ATLAS/S.A., 1989. 464 p.

[7] JOHNSTON, K.S.; TANG; ZIMMERMAN, S. Band Features as Classification Measures for G-Banded Chromosome Analysis. **Computers in Biology and Medicine**, Great Britain, v. 23, n. 2, p. 115-129, 1993.

[8] LUNDSTEEN, C.; GERDES, T.; MAAHR, J. Automated Multiple-Cell Karyotyping: a clinical feasibility study. **Journal Clinical Genetics**, [S.l.], v. 39, n. 5, p. 338-346, 1991.

[9] DENISOV, D.A.; DUDKIN, A.K. Model-Based Chromosome Recognition via Hypotheses Construction/Verification. **Pattern Recognition Letters**, North-Holland, n. 15, p. 299-307, 1994.

[10] SJAHPUTERA, O.; KELLER, J.M. Evolution of a Fuzzy Rule-Based System for Automatic Chromosome Recognition. In: IEEE INTERNATIONAL FUZZY SYSTEMS CONFERENCE, 1999, Seoul – Korea, **Proceedings**, August 22-25, 1999, p. 129-134.

EVALUATION OF AVERAGE EFFECT ON NERVE CELLS IONIC CHANNELS DUE TO ELECTROMAGNETIC EXPOSURE

D. da C. Uchôa, F. M. de Assis e F. de A. F. Tejo

Universidade Federal de Campina Grande-UFCG/DEE, Campina Grande-PB, Brazil

e-mail: daniel@dee.ufcg.edu.br

Abstract: The large diffusion of mobile communications have recently given further improvement to studies on electromagnetic (EM) fields interaction with biological systems. Looking for to find an interaction model, an overview in the literature was made and a suitable model was reached [1]. In that previous work, the authors proposed a Markovian process to simulate the ionic channel kinetics. A relative "effect" was obtained considering only the peak values of instantaneous open probability for ionic channels under EM field exposure. Here, the same model was used, but the average open probability effect is now considered.
***Keywords*: Biological effects, interaction modeling, ionic channels, Markovian processes.**

Introduction

Since the beginning of bioelectromagnetism (BEM) studies the cellular membrane has been considered as the primary site of interaction. Experimental observations have shown some effects at this target and different examples can be found in the literature [2]. This is reasonable, since the physiological - biophysical and biochemical - equilibria are managed at cell membrane level.

The cellular membrane is composed by several pores called *ionic channels*. The bioelectrical cell membrane phenomenon is regulated by these channels, so they are extremely important for the vital functions of the living organism.

The EM field generated by some radiation sources used in mobile communications can be interpreted as an additive perturbation to the membrane potential [3], modifying the channels' conductivity. This may even affect the cell's integrity.

Several ionic channels interaction mechanism models have been proposed [9]. We have proposed a biophysical Hodgkin-Huxley (HH) membrane channel model, associated to Markovian stochastic processes with a *regenerative structure* [1]. We have used this model to simulate possible EM effects at cell level.

Modeling

The ionic flow through the membrane channels triggers a potential gradient across the membrane. This potential difference is called *transmembrane potential*.

From analysis of an experimental single-channel current pattern (Fig.1a), obtained by a *patch-clamp* measurement technique, we can observe two well-defined states of the channel: a permissive state - in which the current flow is allowed - that is, the channel is open; and a non-permissive state - the channel is closed (there is no current flow). What we understand by state here is the conformational situation of the channel (the structural shape assumed by the channel protein due to the EM field distribution produced by the transmembrane voltage).

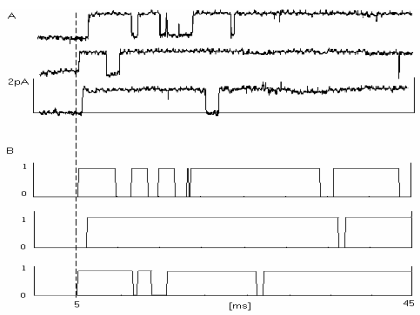


Figure 1: Gating in signal potassium channels: (a) experimental patch clamp recording based on data from [4]; (b) similar results obtained via simulation.

Measurements reveal that the states transition, and the time during which the channel remains in a given state, present a stochastic behavior. Most channels can actually exist in three states, namely closed, open and inactivated. Hence, the channel can be considered as a non-deterministic state-machine. Therefore, we can define two random variables [4]:

1. the *occupancy*, that defines the probability of finding the channel in a given state, at a certain instant of time;
2. the *dwell-time*, T_d, that means the time a channel remains in one of the two states - open or closed.

The states are randomly generated and the *interevent* time between each generation is also random. We must then choose a stochastic model to represent correctly the channel behavior. From the probabilities measurements,

we can obtain an accurate information about the electrophysiological features of the channel.

The transition rates among the channel states was studied by Hodgkin and Huxley (HH) [5]. They have obtained a successful equation system that describe the access rate of states (the *gating*). These equations show that the gating depends on the transmembrane voltage and temperature.

Experimental data have demonstrated that the channel kinetics holds a short range memory step, that is, it depends on its actual state, no matter which was its prior state [6]. A suitable model, encompassing this memoryless property, and that can be governed by the HH transfer rates, could be represented by a continuous-time Markov chain (CTMC) [7]. This mathematical model has a one-step memory: given the present state at a specified time, and the state at a previous instant of time, the system is completely defined.

To explain their model, Hodgkin and Huxley speculated on the ion conductance mechanism. They supposed the existence of "charged" particles which allow the ions to flow when they occupy particular sites in the membrane [5], determining its conformational state. Thus, we need to insert in our model a counting process of these particles in order to determine the current state.

A classical counting process is the Poisson process. Keeping with this we choose a sort of Markov chain called *regenerative structure* [7].

This structure has an embedded uniform Markov chain associated to a homogenous Poisson process (HPP). The HPP is called the clock of the chain (more details in [1]).

The most important ionic channels was simulated: potassium, with a two-states CTMC; sodium and calcium, both with three-states CTMC. The HH equations for the transition rates to the potassium and sodium channels can be found in [5], whereas the calcium transition rates was taken from [4]. The results obtained show that this modeling can be used to describe the channel kinetics, in a voltage clamp situation without exposure condition (see Fig.3).

Implemented Simulation Technique

In order to get the occupancies for each state at each instant of time, it is necessary to find the dwell-time distribution in a voltage-clamp situation. We can generate the desired distribution, with a uniform random number r, by using the inverse transform method [1], resulting in:

$$T_d = - (1/q_{ij})\ln(r) \quad 0 < r < 1 \qquad (1)$$

where q_{ij} is the transition rate from state i to j. For each state generated by the Markov chain, the dwell-time in that state is decided through Eq. (1). Each time a transition occurs, the system configuration - the transmembrane voltage and temperature - is considered, the transition rate values are updated, resulting in a pattern which simulate the single-channel record.

As in experimental measurements, we obtain the ionic membrane current, in a voltage clamp situation, by the ensemble average of each patch-clamp record. Then, repeating the simulation N times, we build up a random process composed of N realizations of that event. Summing up the records of each event and dividing by N we obtain an ensemble average. Since the opening probability is linked to the channel conductance, we can obtain the current response of the simulated channel.

The Electromagnetic Stimulation

The external EM field penetrates into the surroundings of biological tissues, until it reaches the ionic channels of a particular cell. That EM field, then, induces a coherent voltage signal on the cell's membrane, which could be treated as an additive noise to the transmembrane voltage [3].

We have then an oscillating voltage signal superimposed to the usual voltage level associated to normal electrophysiological conditions. The channel's protein will respond to this external stimuli, gating the channel at the wrong instants of time. This could result in a complete modification of the whole living organism, for long term exposures to EM fields [8].

The existing studies on membrane relaxation times lead us to consider EM fields in the extremely low frequency range (ELF) [8]. As a result, the membrane is able to register and react to the stimulus, almost instantaneously.

A quantitative analysis of the EM coupling to cells has been presented in the specialized literature [2]. In our simulation we use the voltage variation induced on a spherical model of cell membrane (radius R=40 μm, relaxation time τ =1ns), for a sinusoidal signal stimulus [2]. This voltage variation will modify the transition rates, altering the opening or closing time, therefore causing an abnormal behavior of the cell.

In [1] we evaluated the degree of perturbation imposed to the cell through a parameter called "relative effect factor", defined as the rate between the variation of the open probability under and without exposure, in a voltage clamp situation, and the opening probability without exposure, in the same voltage clamp situation, that is:

$$\text{Effect} = |(p_{oexp} - p_o)|/p_o \qquad (3)$$

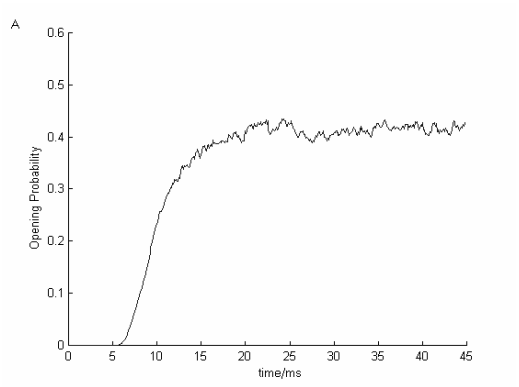
In this paper, we use the time average value of open probability, instead of peak values as made in [1].

Results

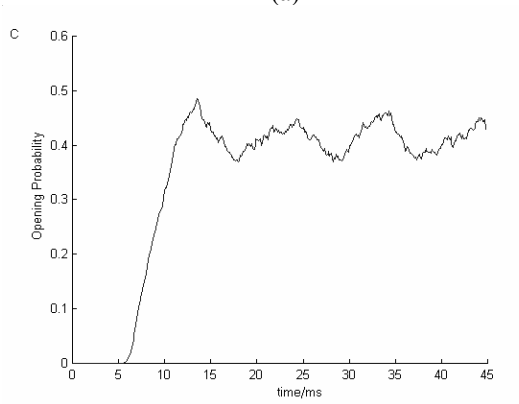
As we are just interested in the voltage dependence, in the following we have fixed the membrane temperature value at 6^0 C [5].

A time response to the potassium channel can be seen in Fig. 2a. The channel was voltage clamped at -40 mV for 5 ms, so a voltage step of 80 mV is applied -

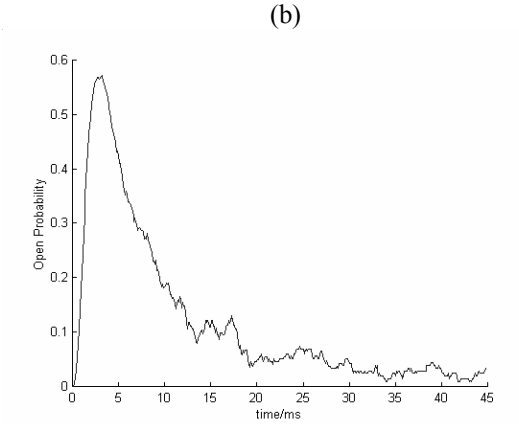
clamping the channel at 40 mV (for simplicity, we made V_r=0 mV). The response to a voltage step in the sodium and calcium channels is a little bit different, since the potassium channel does not have an inactivated state [5] (see Fig.2c).



(a)



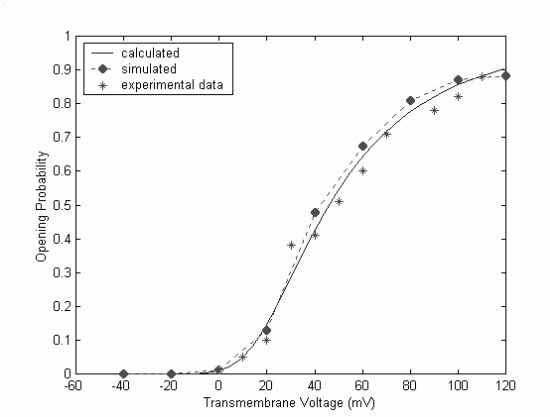
(b)



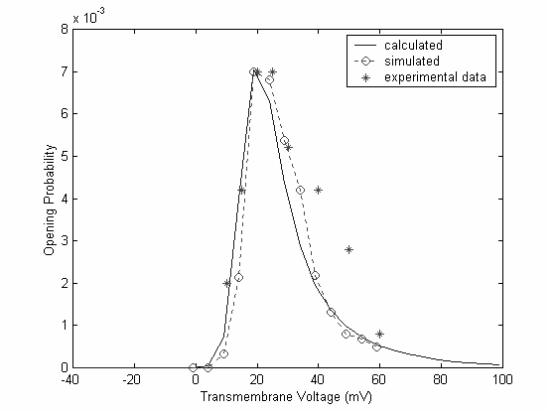
(c)

Figure 2: (a)-(b) The open-state probability in a potassium channel simulation: without exposure condition and with a 100Hz, 200V/m external sinusoidal EM signal, respectively; (c) calcium channel simulation response to a voltage step from -40 mV to -80 mV.

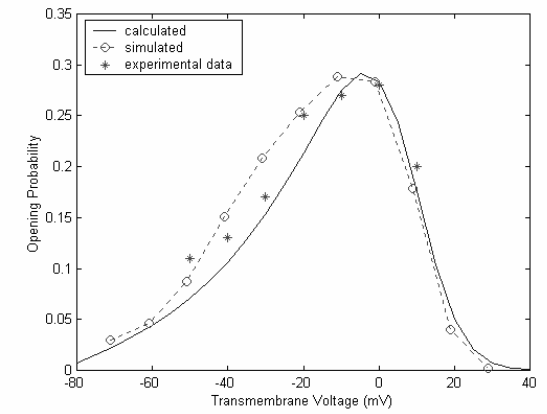
After a transient period, the open-state probability shows a short fluctuation around an average value, for the three kinds of channels. That means the channel reached a steady state. Thus we can calculate the steady state probability by ensemble averaging for several voltage-clamps (see Fig.3). These waveforms were compared to the experimental voltage-current results. The experimental data were obtained in [4].



(a)



(b)



(c)

Figure 3: The open steady state occupancy versus transmembrane voltage obtained via simulation for: (a) potassium; (b) sodium; (c) and calcium channels.

Since our results without EM exposure have shown such a good agreement with the experimental data, we are able to use our model to predict biological effects under EM exposure as well. We simulated a 100 Hz external continuous wave (CW) sinusoidal EM signal (incident angle δ=0) with amplitude of the order of 200V/m, capable to induces a 12 mV transmembrane voltage signal. We can see that the channel follows the

EM induced signal (Fig.2b). Similar results were obtained to both sodium and calcium channels.

By varying the amplitude of external sinusoidal EM signal for potassium channel in a 20 mV voltage clamp situation, and taking time average of open probability, we can observe the increasing of the average effect (by Eq. 3) in Fig. 4.

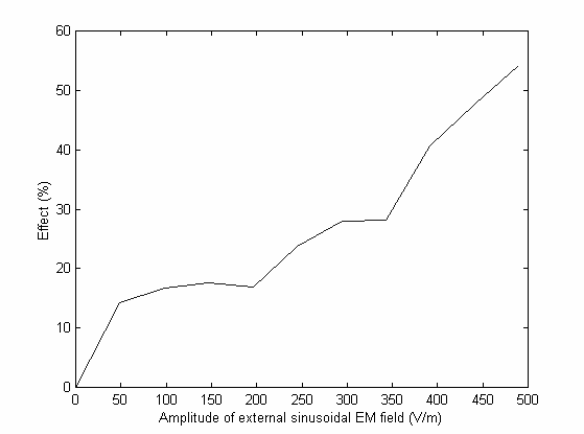


Figure 4: The average effect (defined in Eq. 3) versus the amplitude of a 100 Hz external sinusoidal EM field .

Discussion

The simulation reveals a really important feature of the ionic channels: the existence of a proportional link between the current flowing through the channel and the opening channel probability.

In [1] we have focused our attention to reach and valid the model. After, we used the model to simulate EM effects. As a result, we shown that even external EM signals with very small amplitudes (the so called non-thermal EM fields) are able to induce a variation of about 10 % on the normal channel conductance. We concluded the previous work showing that the opening channel probability follows the imposed external signal (see Fig.2b), and that this kind of synchronism occurs at channel's level (examples of such synchronism in neuronal patterns were experimentally demonstrated [2]).

In this paper we didn't just confirm what had said about the relative effect found in [1] as well as we obtain new values in a more satisfactory manner: by average effect (Fig. 4).

This probability variation produces transitions among the channel states at instants in which it was not supposed to happen, and can result in drastic changes in the cell's functionality. It is worst when the amplitude field is increased. Average "effects" even of 60 % may be reached (instantaneous values sometimes passing to 70 %).

Conclusions

Markov chain models provide a real-time evaluation of the single-channel's conductance of voltage-dependent membrane channels under both unexposed and EM field exposure conditions, in a voltage clamp situation. Moreover, due to the instantaneous sensitivity of the HH transition rates to transmembrane voltage and temperature changes, this model can be used to study the effect of EM perturbations at the level of an individual channel.

Preoccupying variations in the opening probability were found (about of 60 %), but the real effects on the cell membranes is not yet totally understood. However, seems reasonable to believe that the probability variation causes a seriously problem for excitable cells.

References

[1] UCHÔA, D. C., ASSIS, F. M., TEJO, F. A. F., "Markov Chain Simulation of Biological Effects on Nerve Cells Ionic Channels due to Electromagnetic Fields Used in Communication Systems", accepted for *IEEE International Conference on Telecommunications – ICT'2004*, 1-6 August 2004.

[2] POLK, C., POSTOW, E., "*Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields*", CRC Press, Boca Raton, FL, 1986.

[3] FELICE, L.J., CLAY, J.R.: "*Introduction to Membrane Noise*", New York, Plenum, 1981.

[4] D'IZEO G., PISA, S., TARRICONE, L., "Ionic channels gating under EM exposure: A stochastic model", *Bioelectron. Bioeng. J.*, no 29, pp. 290-304, 1993.

[5] HODGKIN, A.L., HUXLEY, A.F., "A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve". *J. Physiol*. (Lond.) 117:500-44, 1952.

[6] COLQUHOUN, D., HAWKES, A.G., "On the stochastic properties of single ion channel openings and clusters of bursts". *Phil. Trans. R. Soc.* ,Lond. Ser. B 300, 159, 1982.

[7] BRÉMAUND, P, "*Markov Chains - Gibbs fields, Monte Carlo simulation, and queues*", Ed. Springer, 1994.

[8] PANAGOPOULOS, D.J. MARGARITIS, L.H, "Mechanism for Biological Effects of Oscillating Electromagnetic Fields", *2nd International Workshop in Biological Effects of Electromagnetic Fields*, 7-11 October 2002.4.

[9] STEVEN, B.L., LIEBOVITCH, L.S., WHITE, J.A., "Fractal ion-channel behavior generates fractal firing patterns in neuronal models", *Physical Review E*, vol. 59, n.5, 1999.

Perfil dos Problemas Relacionados a Medicamentos em Pacientes Hipertensos Atendidos na Farmácia Universitária da UFF

C.J.M.Victorio*, S.R. Castilho**

* Universidade Federal Fluminense/Bolsista PIBIc, Faculdade de Farmácia, Niterói, Brasil
**Universidade Federal Fluminense/Departamento de Farmácia e Administração Farmacêutica, Niterói, Brasil

e-mail: mafselma@vm.uff.br

Abstract:

Drug-Related Problems (DRP) analysis can be helpful in developing a systematic trial by which pharmacists can contribute with better pharmacotherapeutic results and, as a consequence, with the improvement of patients´quality of life. The diagnosis of DRP incidence among a specific population can be the initial step for achieving rational use of medicines. Through that knowledge, better strategies can be implemented, leading to more effective actions.This study aimed to draw the profile of DRP between hipertensive patients that receive pharmaceutical assistance at the University Pharmacy (FAU) from the Fluminense Federal University.

***Palavras Chaves*: Problemas Relacionados a Medicamentos, Uso Racional de Medicamentos, Estudo de Utilização.**

Introdução

Uma das alternativas para que os farmacêuticos possam atuar em cooperação com os pacientes, buscando melhorar os resultados da farmacoterapia é a detecção, prevenção e resolução dos Problemas Relacionados com Medicamentos (PRM), antes que estes dêem lugar à morbi-mortalidade relacionada com medicamentos. CIPOLLE *et al*. [1] definem um PRM como todo problema de saúde que suceda (PRM manifestado) ou possa suceder (PRM não-manifestado) em um paciente, e que esteja relacionado com seus medicamentos.

BARBERO e ALFONSO [2] propuseram uma classificação de PRM composta de sete categorias, agrupadas segundo quatro aspectos básicos da farmacoterapia: indicação, efetividade, seguridade e cumplicidade. Em 2002, uma nova classificação, denominada Consenso de Granada [4], foi proposta, contando com apenas seis categorias, centradas agora em três aspectos básicos da farmacoterapia: indicação, efetividade e segurança.

Cabe ressaltar que a análise de PRM pode servir como linha mestra para desenvolver um processo sistemático através do qual o profissional farmacêutico possa contribuir com os resultados positivos da farmacoterapia e, em conseqüência, com a melhoria da qualidade de vida do paciente. Assim, o diagnóstico dos PRM prevalentes numa população pode ser considerado o passo inicial para a busca do uso racional de medicamentos, de tal forma que as estratégias de atuação tenham maior efetividade.

A hipertensão arterial sistêmica (HAS) é caracterizada pela elevação sustentada da pressão arterial e é um dos principais fatores de risco para doença cardiovascular ou renal. Diversos estudos populacionais demonstraram que a hipertensão arterial tem alta prevalência no Brasil. Entre os pacientes atendidos na FAU, esta prevalência é da ordem de 40%.

Neste sentido, o presente estudo visou traçar o perfil dos principais PRM identificados entre os pacientes hipertensos atendidos pela Farmácia Universitária (FAU) da UFF com vistas ao estabelecimento de um projeto de Atenção Farmacêutica.

Materiais e Métodos

Foram coletadas aleatoriamente 500 prescrições médicas de pacientes hipertensos adultos atendidos na FAU no período de novembro de 2003 a abril de 2004. A presença de pelo menos um dos medicamentos anti-hipertensivos disponíveis na FAU foi considerada critério de inclusão da prescrição no estudo. O número de fármacos por prescrição foi registrado mas não constituiu critério para exclusão de prescrições. Os medicamentos antihipertensivos considerados foram: betabloqueadores (Propranolol e Atenolol), bloqueadores de canais de cálcio (Amlodipina, Diltiazem e Nifedipina), diuréticos (Espironolactona, Hidroclorotiazida e Furosemida), inibidor adrenérgico central (Metildopa) e inibidores da enzima conversora de angiotensinogênio (IECA; Captopril, Enalapril e Lisinopril).

Tomou-se o cuidado de não incluir duas vezes no estudo prescrições oriundas do mesmo médico para um mesmo paciente. Entretanto, prescrições de um mesmo médico para pacientes diferentes ou mesmo alterações foram consideradas.

A classificação dos PRM foi realizada segundo o Consenso de Granada (Quadro 1). Entre os aspectos analisados nos tratamentos presentes nas prescrições, encontram-se: compreensão pelo paciente, adequação da posologia e interações medicamentosas. Embora nem toda interação medicamentosa implique num PRM,

sendo algumas delas inclusive desejáveis, sua ocorrência foi também avaliada.

Para a análise das prescrições foi utilizado o esquema do Quadro 2, que relaciona os aspectos analisados com possíveis PRM existentes nos tratamentos anti-hipertensivos. Apenas o PRM 3 não foi considerado em virtude de não ter sido efetuado acompanhamento dos pacientes. O aplicativo Excel, da Microsoft, foi empregado para a montagem do banco de dados com os PRM encontrados.

Quadro 1: Classificação dos Problemas Relacionados com Medicamentos, segundo o Consenso de Granada.

Necessidade de **indicação** do medicamento:

PRM 1. Paciente não usa medicamento de que necessita.

PRM 2. Paciente usa um medicamento desnecessário.

Necessidade de **efetividade** do medicamento:

PRM 3. Paciente não responde ao tratamento.

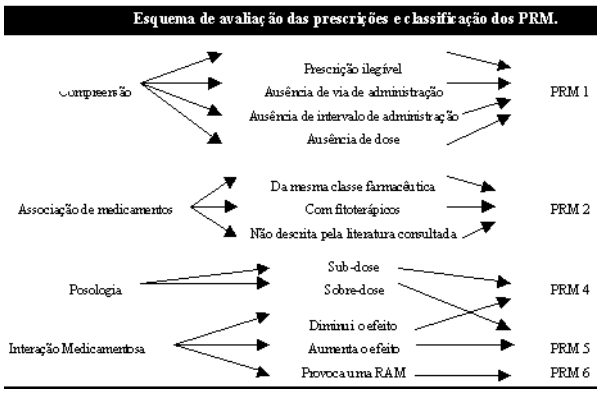
PRM 4. Paciente usa dose/freqüência inferior à que necessita.

Necessidade de **segurança** do medicamento:

PRM 5. Paciente usa dose/freqüência superior à que necessita.

PRM 6. Paciente usa medicamento que lhe provoca uma RAM (Reação Adversa a Medicamento).

Quadro 2: Esquema de avaliação dos PRM.

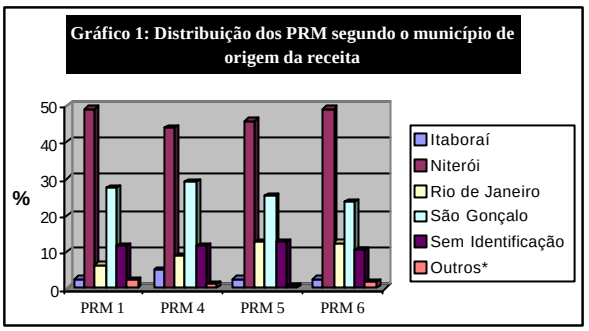


Para análise da correção da dose descartou-se a existência de problemas renais ou hepáticos.

RESULTADOS

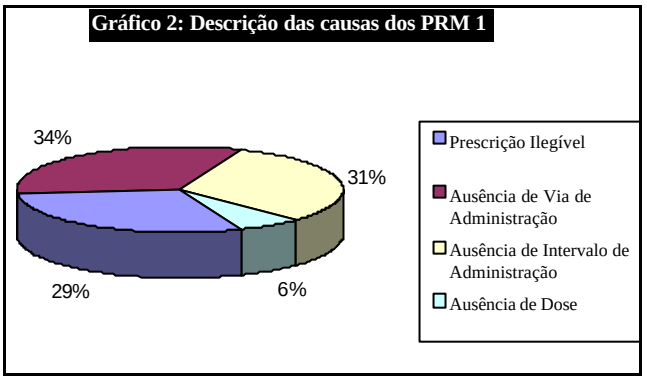
Foram identificados 1616 PRM, dos quais 63% estavam relacionados à compreensão do tratamento por parte dos pacientes.

Como esperado, o Município de Niterói apresentou o maior número de PRM identificados (Gráfico 1), o que é compatível com o perfil de atendimento da FAU, não tendo sido possível averiguar a influência da instituição de origem na ocorrência dos PRM.



Como pode ser observado no Gráfico 2, a ausência da via de administração é a principal causa do PRM1, seguida pela prescrição ilegível.

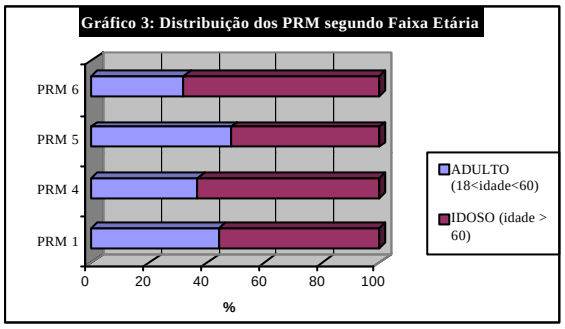
Os medicamentos envolvidos nos PRM 4, 5 e 6 são apresentados no Quadro 3. A Quadro 4, apresenta a distribuição dos medicamentos relacionados às interações medicamentosas, tendo sido empregada a classificação proposta por TATRO (2002) [5] para classificação destas interações.



Quadro 3: Incidência dos PRM em cada medicamento

Medicamento	PRM 4	PRM 5	PRM 6	TOTAL
Atenolol	42	28	1	71
Diltiazem	6	6	14	26
Espironolactona	0	1	19	20
Furosemida	67	19	31	117
Hidroclorotiazida	44	5	21	70
IECA	161	7	53	221
Metildopa	4	1	5	10
Nifedipina	3	33	8	44
Propranolol	41	29	15	85

A incidência de PRM segundo a faixa etária também foi investigada (Gráfico 3). Para tanto, os dados foram agrupados em duas classes: idosos (idade maior ou igual a 60 anos) e adultos (idade entre 18 e 60 anos). As prescrições de crianças e adolescentes não foram coletadas, por isso não foram consideradas estas faixas etárias. Entre os idosos observou-se idades entre 60 e 75 anos, sendo a média de idades igual a 68 anos.



DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

A maior incidência de PRM entre os idosos está de acordo com a literatura. Vários autores têm apontado que os idosos chegam a constituir 50% dos multiusuários de medicamentos, sendo comum encontrar em suas prescrições doses e indicações inadequadas, interações medicamentosas [6,7], associações e redundância – uso de fármacos pertencentes a uma mesma classe terapêutica – e medicamentos sem valor terapêutico [8]. Tais fatores podem gerar RAM, algumas delas graves e fatais [9].

Furosemida e IECA são os medicamentos com maior incidência de PRM. Também se mostram com maior número de possíveis RAM., sendo os IECA os medicamentos mais freqüentemente relacionados às RAM de maior gravidade, o que está de acordo com a literatura [10]. No entanto, chama a atenção o número de PRM relacionados às RAM da furosemida, medicamento de uso bastante difundido no Brasil, muitas vezes consumido por automedicação.

O grande percentual de problemas relacionados a medicamentos nos tratamentos antihipertensivos atendidos na FAU da UFF reafirmam a oportunidade do desenvolvimento de um processo de orientação farmacêutica a estes pacientes. Mesmo em tratamentos crônicos, como é o caso da hipertensão arterial sistêmica, os pacientes apresentam muitas dúvidas que potencialmente minimizam as expectativas de resposta do tratamento.

O grande percentual de problemas relacionados à caligrafia ilegível e à ausência de indicação de via de administração reafirma a preocupação da OMS com a qualidade da prescrição médica. Este documento, veículo de informações cruciais para o uso racional de medicamentos, tem sido negligenciado, podendo este fato gerar sérios problemas aos usuários de medicamentos.

Agradecimentos: Os autores agradecem ao CNPq pela concessão de Bolsas de Iniciação Científica e à PROEX-UFF pela concessão de Bolsas de Extensão.

Quadro 4: Avaliação do risco nas interações medicamentosas presentes nas prescrições

	Avaliação do Risco na Interação Medicamentosa					
Medicamento	NÍVEL 1	NÍVEL 2	NÍVEL 3	NÍVEL 4	NÍVEL 5	TOTAL
Atenolol	2	7	0	48	11	68
Diltiazem	0	11	6	3	0	20
Espironolactona	13	5	1	0	0	19
Furosemida	16	4	4	48	44	116
Hidroclorotiazida	6	12	0	1	49	68
IECA	13	0	48	147	0	208
Metildopa	0	1	0	3	2	6
Nifedipina	0	3	5	26	4	38
Propranolol	1	18	2	34	23	78
Total	51	61	66	310	133	621

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

[1] CIPOLLE, R.J.; STRAND, L.M.; MORLEY, P.C.. Pharmaceutical Care Practice. New York: Mcgraw-Hill, 1998, 359p.

[2] BARBERO GONZÁLEZ F., AFLFONSO GALAN T.. Detección y resolución de problemas relacionados con medicamentos en la farmacia comunitaria: una aproximación. Pharm Carc Esp. 1999; 113-122.

[3] ESPEJO, J.; FERNÁNDEZ-LLIMOS, F.; MACHUCA, M.; FAUS, M.J.. Problemas relacionados com medicamentos: Definición y propuesta de inclusion en la Classificación Internacional de Atención Primaria (CIAP) de la WONCA. Pharmaceutical Care España 2002; 4; 122-127.

[4] BEERS M.H., STORRIE M.,LEE G. Potencial adverse drug interactions in the emergency room: an issue in the quality of care. Ann Intern Med 1990; 112: 61-4.

[5] TATRO, D.S. (Editor) Drug Interaction Facts, Facts and Comparisons, 2002.

[6] BERNSTEIN L. et al. Characterization of the use and misuse of medications by elderly ambulatory population. Med Care 1989; 27:654-63.

[7] MAS. et al. Drug prescribing and use among elderly people in Spain. Drug Intell Clin Pharm 1983; 17:378-82.

[8] MONTAMAT S.C., CUSAK B.. Overcoming problems with polypharmacy and misuse in the elderly. Clin Geriatr Med 1992; 8: 143-58.

[9] PANEL DE CONSENSO. Consenso de Granada sobre Problemas Relacionados com Medicamentos. Pharm Care Esp 1999; I: 107-112.

[10] PDR 2003 – Physicians Desk Reference. Disponível em www.pdr.net, acessado em 20/05/2004.

SISTEMA AUTOMÁTICO PARA CONTAGEM DE CÉLULAS COM APLICAÇÕES EM PATOLOGIA BUCAL

M.H. Costa**, A.A. Ferreira*, D.B. Carvalho** e E.R.C. Rivero***

* Amplivox Indústria e Comércio, Pelotas-RS, Brasil.
** Laboratório de Engenharia Biomédica, Universidade Católica de Pelotas, Pelotas-RS.
*** Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo-SP.

m.costa@ieee.org , alexandre@amplivox.com.br , delmar@phoenix.ucpel.tche.br, riet@usp.br

Abstract: This work presents an automatic system for biological cell counting with application in oral diseases. Morphological procedures are used in order to identify and count cellular structures. As a final result the system provides the quantity of NORs per cell in the analyzed sample. Comparison results are presented to salivary gland tumors showing a good match with the specialist analysis.
***Palavras Chaves*: morfometria digital, contagem de células, diagnóstico, processamento de imagem, análise automática.**

Introdução

Sistemas computadorizados para a análise de imagens têm sido amplamente utilizados como ferramentas de auxílio ao diagnóstico clínico nas mais diversas áreas da saúde [1-5]. Como principal atrativo, pode-se ressaltar a padronização da metodologia de análise e portanto sua independência da experiência e conhecimento do especialista. Entretanto, o desempenho do sistema é dependente do processo de aquisição de conhecimento utilizado e limitado à tecnologia disponível [6]. Dessa forma, a análise computadorizada de imagens médicas serve como importante instrumento auxiliar, sem entretanto eximir o especialista da responsabilidade pelo diagnóstico final.

Entre as diversas aplicações da área de processamento de imagens médicas, encontra-se a análise de imagens histológicas. A determinação da morfometria de células tumorais é um elemento importante na identificação de neoplasias benignas e malignas e por conseguinte na prescrição do tratamento clínico. Dentre os principais objetivos da quantificação morfométrica pode-se ressaltar a identificação, a caracterização e a contagem de estruturas celulares [7-10].

Um dos importantes indicadores de agressividade de um tumor é a avaliação da proliferação celular [11]. As regiões organizadoras celulares (NORs) são segmentos de DNA que transcrevem o RNA ribossômico e estão diretamente relacionadas com a síntese protéica e variações na atividade metabólica transcricional da célula. Portanto, a quantidade de NORs, no interior de cada núcleo é correlacionada com o aumento do metabolismo celular [12]. Dessa forma a quantidade média de NORs no interior de cada núcleo, em uma amostra de tecido neoplásico, é de grande interesse para o patologista.

A técnica de AgNOR é um método de coloração das NORs utilizado para avaliação de atividade celular [13]. O elevado número de NORs em uma célula pode refletir, entre outros fatores, a atividade proliferativa [14]. Após a preparação de uma amostra o patologista avalia a quantidade média de NORs por núcleo celular, por inspeção visual ou através de programas de computador importados e de alto custo [15].

Nesse trabalho é apresentado um sistema automático de auxílio ao patologista cujo objetivo é a avaliação da quantidade média de NORs por núcleo em uma amostra histológica. Sua importância reside na confiabilidade e diminuição do tempo necessário para a análise, permitindo que um número maior de amostras sejam avaliadas. De maneira associada, a forma padronizada garante a efetiva reprodutibilidade dos resultados.

Inicialmente são apresentadas as diversas etapas desenvolvidas para a solução do problema e em seqüência resultados comparativos da análise automática e inspeção visual realizada por especialistas da área. Finalizando, é realizada uma discussão sobre o desempenho do sistema e caminhos futuros.

Metodologia

O objetivo do sistema é a determinação do número médio de NORs por núcleo celular em uma amostra histológica preparada pela técnica de AgNOR.

De uma forma geral, as imagens a serem processadas possuem as seguintes características: (a) os núcleos são observados como regiões com coloração amarelo-avermelhada e padrão granular não homogêneo; (b) as NORs apresentam-se como pontos acastanhados a negros no interior dos núcleos; (c) os núcleos estão muito próximos e algumas vezes encontram-se unidos em decorrência do corte realizado na estrutura tridimensional do tecido; (d) o material extra-celular e o citoplasmático possuem cor característica azulada, não homogênea; (e) existem elementos granulados associados ao fundo da imagem.

O processo de análise automática é complexo, visto a riqueza de elementos presentes e a variabilidade de

coloração obtida a partir de experimentos em condições diferenciadas (padronização da técnica no laboratório).

A metodologia utilizada para a elaboração do sistema de contagem de estruturas celulares baseia-se em dois procedimentos principais: identificação e contagem de núcleos e identificação e contagem de NORs.

O procedimento de identificação e contagem de núcleos divide-se nas seguintes etapas:

Segmentação por limiarização de cores: utiliza a informação sobre a cor de cada *pixel* para determinar se o mesmo deve ser mantido ou rejeitado. Nessa primeira etapa, apenas os *pixels* referentes à regiões do núcleo celular são de interesse. Ao final, a informação de cor é descartada e a imagem é transformada para preto e branco.

Rejeição de artefatos: após a segmentação da imagem, diversos conjuntos de *pixels* restantes não são pertinentes ao núcleo. Através de uma rotina recursiva de contagem de *pixels*, determina-se o tamanho de cada aglomerado, e a partir da premissa da existência de uma faixa de tamanhos possíveis, rejeita-se *clusters* muito pequenos ou muito grandes.

Contagem de núcleos: é utilizada a mesma rotina de contagem de *pixels*. Atribui-se um *label* a cada aglomerado, determinando-se assim cada um dos núcleos e seu número total.

O procedimento para a determinação das NORs utiliza os mesmos passos apresentados para a obtenção dos núcleos, porém com limiares diferentes. A diferença principal reside em uma etapa extra de rejeição caracterizada por uma operação lógica "E" entre a imagem das NORs e a imagem dos núcleos. Esse procedimento permite a exclusão de falsas estimativas de NORs em regiões externas aos núcleos. Da mesma forma que para os núcleos, os aglomerados de *pixels* referentes às NORs são quantificados.

Ao final do processamento são avaliados apenas os núcleos que possuem pelo menos uma NOR.

O sistema foi implementado em linguagem Pascal no ambiente *Delphi for Windows* versão 3.0 e possui uma série de ferramentas incorporadas visando o refinamento dos resultados pelo usuário.

Como forma de ilustrar as diversas etapas da metodologia implementada, a mesma foi aplicada em uma amostra histológica, cujos resultados são a seguir apresentados.

A Fig. 1 apresenta uma amostra histológica típica da marcação por AgNOR. Embora as imagens sejam coloridas as mesmas foram convertidas para tons de cinza para compatibilização com as exigências de elaboração do artigo. As regiões mais escuras representam os núcleos e as mais claras o material extra-celular e citoplasmático. Internamente aos núcleos encontram-se as NORs (pontos negros).

A Fig. 2 apresenta o resultado da etapa de segmentação dos núcleos e posterior conversão para preto e branco. Note-se a existência de artefatos associados aos núcleos reais.

As Figs. 3 e 4 apresentam os procedimentos de rejeição de artefatos. Em cinza claro encontram-se os elementos a serem excluídos por possuírem tamanhos muito maiores (Fig. 3) ou muito menores (Fig. 4) que o valor esperado para um núcleo celular segundo a escala analisada.

A Fig. 5 apresenta o resultado dos processos de segmentação e rejeição de artefatos em busca das NORs e a Fig. 6 apresenta a superposição dos resultados de busca de núcleos e NORs.

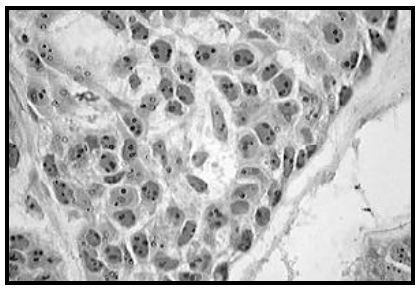


Figura 1: Marcação de AgNORs em tumor de glândula salivar.

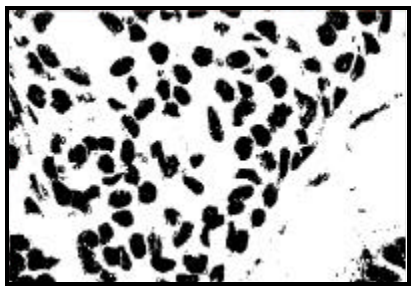


Figura 2: Processamento da Figura 1 por seleção do mapa de cores. Identificação dos núcleos.

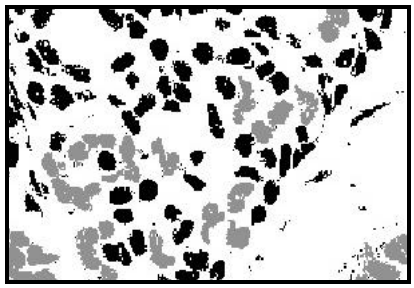


Figura 3: Extração de artefatos. Identificação e eliminação de aglomerados (artefatos) com grande número de *pixels* (cinza).



Figura 4: Extração de artefatos. Identificação e eliminação de aglomerados (artefatos) com pequeno número de *pixels* (cinza).

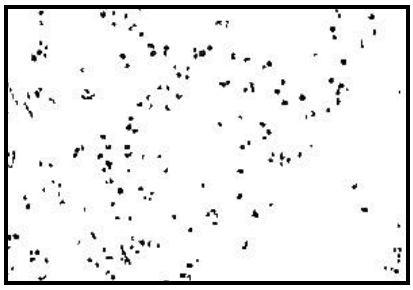


Figura 5: Processamento da Figura 1 por seleção do mapa de cores e extração de artefatos. Identificação das NORs.

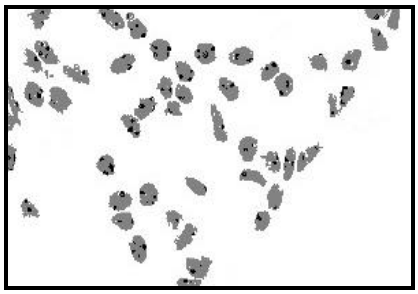


Figura 6: Resultado do processamento. Núcleos (cinza) e AgNORs (preto).

Tabela 1: Resultado médio de NORs por núcleo obtido para os três grupos de amostras.

Grupo	Sistema	Patologista 1	Patologista 2
Treino	2,10	2,14	2,32
Teste 1	2,02	1,61	1,65
Teste 2	2,02	1,95	1,93

Tabela 2: Média e desvio padrão obtidos para cada tipo de tumor analisado (8 amostras de AP e 4 amostras de CAC).

Tipo	Sistema	Patologista 1	Patologista 2
AP	2,06 ± 0,35	1,87 ± 0,49	1,99 ± 0,6
CAC	2,02 ± 0,26	1,95 ± 0,38	1,93 ± 0,49

Tabela 3: Erro percentual do sistema e dos patologistas com relação à média de NORs por núcleo (obtida unicamente a partir dos resultados dos patologistas).

Tipo	Sistema	Patologistas
AP	6,7 %	3,1 %
CAC	4,1 %	0,5 %

Resultados

De forma a verificar o desempenho do sistema, a relação média de NORs por núcleo de 12 amostras histológicas foi avaliada. Para tanto, foram utilizadas amostras de 8 casos de adenoma pleomórfico (AP) e 4 casos de carcinoma adenóide cístico (CAC) provenientes do Serviço de Patologia Bucal da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais. A técnica de AgNOR foi realizada segundo [16] em amostras provenientes de material de arquivo, das quais foram obtidos cortes de 3*m*m a 4*m*m de espessura. As imagens digitais foram obtidas por meio de um sistema composto por uma câmera JVC TK-1270/RGB acoplada a um microscópio com um aumento de 1000 vezes. A área de cada imagem obtida é de 8533,37 $m m^2$, constituindo uma matriz de 640×480 *pixels* com 24 bits de informação.

Quatro amostras de casos de AP, representativas da variabilidade de coloração e da estrutura histológica, foram utilizadas para a determinação dos limiares de segmentação e rejeição utilizados pelo programa, caracterizando o chamado grupo de treinamento. Dois outros grupos, denominados de grupo de teste 1 e grupo de teste 2, com quatro amostras histológicas de AP e CAC, respectivamente, foram utilizadas para verificar o desempenho do sistema. A avaliação do número de NORs por núcleo foi realizada de forma independente por dois patologistas. Entre 16 e 60 núcleos foram analisados para cada amostra.

Na Tabela 1 encontram-se os resultados comparativos entre o número médio de NORs por núcleo avaliado pelo sistema, sem interferência do usuário, e pelos especialistas. Na Tabela 2 apresenta-se média e desvio padrão para os tumores AP (8 amostras) e CAC (4 amostras). A Tabela 3 apresenta o erro percentual de cada avaliador com relação à média obtida pelos patologistas.

Discussão

Os resultados comparativos apresentados nas Tabelas 1 a 3 demonstram o desempenho do sistema desenvolvido. O conjunto de treino e o grupo de teste 2 apresentam adequada concordância, enquanto que o grupo de teste 1 apresenta um desvio significante com relação à análise feita pelos especialistas. Na Tabela 2, através do desvio padrão, verifica-se a pequena dispersão de resultados produzida pelo método automático, sugerindo que os resultados do sistema apresentam uma maior precisão em relação à análise visual.

A análise individual das imagens permite verificar que uma importante causa de erro é devida à distorções de foco em certas regiões. Uma solução para esse problema seria a utilização de cortes, das amostras, com espessuras de no máximo 3μm.

O erro percentual apresentado na Tabela 3 é substancialmente pequeno de forma que pode ser tolerado em aplicações práticas

Embora a técnica de segmentação por filtro de cores tenha se mostrado adequada, um significativo número de núcleos é rejeitado em função de sua pequena distância. Técnicas de dilatação e erosão estão sendo avaliadas em conjunto com a metodologia empregada, entretanto aumentam consideravelmente a complexidade computacional e por conseguinte o tempo de processamento.

Conclusões

A análise automática de imagens histológicas é uma tarefa bastante complexa. O sistema apresentado demonstra grande potencial para a análise numérica de estruturas celulares, embora melhorias sejam necessárias antes de utilização prática, principalmente quanto à segmentação das estruturas de interesse. O procedimento semi-automático, com o auxílio do usuário, é uma alternativa para a obtenção de resultados mais acurados.

Agradecimentos

Ao Centro de Diagnóstico das Doenças da Boca da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Pelotas e à FAPERGS.

Referências

[1] AZEVEDO-MARQUES, P.M., "Diagnóstico Auxiliado por Computador na Radiologia", *Radiol. Bras.*. 34(5):285-93, 2001.

[2] NUNES, F.L.S., SCHIABEL, H., "Detecção de Agrupamentos de Microcalcificações Mamárias através de Processamento de Imagens Mamográficas com Detecção Semi-Automática de Regiões de Interesse", *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. 16(3):139-51, 2000.

[3] THIRAN, J.P., MACQ, B., "Morphological Feature Extraction for the Classification of Digital Images of Cancerous Tissues", *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*. 43(10):1011-19, 1996.

[4] DIÓGENES, A.N., *Módulo de Processamento de Imagens para Sistema de Apoio ao Diagnóstico de Nódulos em Tiróide*, Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Santa Catarina, 2003.

[5] XU, J., BAI, S., 'The Recognition and Analysis System of Blood Cells', *Proc. of the 3rd World Congress on Intelligent Control and Automation*. pp. 1396-98:2000.

[6] OKIDA, S., *Sistema Especialista de Apoio ao Diagnóstico de Nódulos Tiróideos e Estudo Preliminar de Processamento e Análise de Imagens de Células da Tiróide*, Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Santa Catarina, 2000.

[7] KOYA, T.K., *Sistema Automático de Contagem de Células Sangüíneas*, Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2001.

[8] HSU, B.F., LEE, W.M.L., "On the Accurate Counting of Tumor Cells", *IEEE Trans. on Nanobioscience*. 2(2):94-103, 2003.

[9] CHEN, Y., BIDDELL, K., SUN, A., RELUE, P.A., JOHNSON, J.D., 'An Automatic Cell Counting Method for Optical Images', *Proc. of IEEE 17th Annual Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*. Atlanta, pp. 819:1999.

[10] OSOWSKI, J., GAMBA, H.R., "Sistema Automático para Contagem de Colônias em Placas de Petri", *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. 17(3):131-39, 2001.

[11] RABENHORST, S.H., BURINI, R.C., SCHMITT, F.C.L., "Marcadores de Proliferação Celular", *Rev. Bras. Pat. Clin.*. 29(1):24-29, 1993.

[12] DERENZINI, M., "The AgNORs", *Micron*. Elsevier. 31:117-20, 2000.

[13] FREITAS, R.A., ARAÚJO, V.C., ARAÚJO, N.S., "Técnica do AgNOR em Anatomia Patológica", *Revista Saúde*. 7(1/2):50-57, 1992.

[14] SIRRI, V., ROUSSEL, P., HERNANDEZ-VERDUN, D., "The AgNOR Proteins: Qualitative and Quantitative Changes During the Cell Cycle", *Micron*. Elsevier. 31:121-26, 2000.

[15] TUCCARI, G., GIUFFRE, G., ÖFFNER, D., RÜSCHOFF, J., "Standardized Use of AgNOR Method", *Journal of Oral Pahol. Med.*. 29:526-27, 2000.

[16] RIVERO, E.R.C., AGUIAR, M.C.F., "Análise Quantitativa das AgNORs no Carcinoma Adenóide Cístico Intra-Oral através da Técnica de Dupla Marcação PCNA/AgNOR", *Jornal Brasileiro de Patologia e Medicina Laboratorial*. 38(1):39-44, 2002.

AVALIAÇÃO DOS NÍVEIS DE RUÍDO EM CLÍNICAS DE CURSOS DE ODONTOLOGIA EM CURITIBA/PR/BRASIL

M. A. M. de Moura, W. K. Shiroma e P. Nohama

Pontifícia Universidade Católica do Paraná / LER, Curitiba/Brasil

e-mail: moura@ppgia.pucpr.br

Abstract: Occupational diseases studies, performed at odontological medical clinics, have been showing some elevation in the limits of hearing in dental surgeons. The goal of this paper is the evaluation of noise at dental hospitals from dentistry courses at universities located in Curitiba/Brasil, based on NBR 10152 standard. Three locals were selected and four points distributed at these places. Noise intensities were measured during two hours. The obtained results showed areas where the amplitudes does not match to NBR 10152 standard. They suggest a more uniform distribution of chairs, the use of individual protection equipment, grouping patients for the same treatment specialty, installation of shock absorbers and periodic audiometric tests.

***Palavras-chave*: Perda auditiva, ruído ocupacional, estudantes de odontologia, clínica odontológica.**

Introdução

Diversas atividades profissionais são realizadas em ambientes ruidosos expondo os trabalhadores a níveis que podem atingir limiares nocivos aos seus organismos. Entre essas categorias, a odontologia também merece ser destacada porque é uma atividade que envolve a utilização de diversos equipamentos geradores de ruído. A exposição prolongada a ruídos pode provocar diversas alterações. De acordo com Gattaz e Wazen [1], o ruído pode acarretar alterações fisiológicas no ritmo cardíaco e na pressão sanguínea, irritabilidade, diminuição da eficiência no trabalho e distúrbios psicológicos, podendo ocorrer a perda da concentração, perda dos reflexos, irritação permanente, insegurança quanto à eficiência dos atos, embaraço nas conversações, dores de cabeça, fadiga, distúrbios hormonais, gastrite, disfunções digestivas, dentre outros.

As aulas práticas ocupam a maior parte da carga horária do curso de odontologia e são realizadas em clínicas coletivas, onde estão dispostas diversas cadeiras odontológicas, cujo número varia de acordo com as dimensões da clínica, como ilustra a Figura 1. Em média, cerca de 17 cadeiras odontológicas e seus equipamentos periféricos (peças de mão, suctores, pontas de ultra-som, aparelhos de profilaxia, etc) estão presentes. Além dessas fontes, ainda há o sistema de ventilação ou ar condicionado, sistema de som e comunicação e a própria conversação dos alunos, pacientes, professores e funcionários que contribuem ainda mais na geração dos ruídos no ambiente.

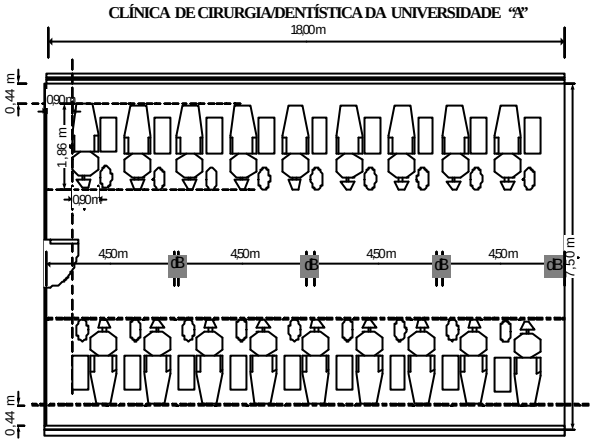


Figura 1. Dimensões e distribuição das cadeiras nas clínicas de ensino odontológico de uma das universidades pesquisadas com os seus respectivos pontos de medição, onde dB representa o instrumento empregado (decibelímetro).

A combinação dessas fontes pode atingir níveis passíveis de provocar, em função do tempo de exposição, diversas alterações psicofisiológicas nas pessoas presentes. Dentre essas alterações, o dano auditivo, representado pela PAIR (Perda Auditiva Induzida por Ruído), merece destaque. A PAIR pode ser definida como sendo uma perda auditiva insidiosa e cumulativa, de caráter irreversível e bilateral, que ocorre ao longo dos anos de exposição aos ruídos associados ao ambiente de trabalho. Dois aspectos são fundamentais no processo de instalação da PAIR: (1) as características do ruído: intensidade, freqüência, tempo de exposição e natureza do ruído; (2) a suscetibilidade individual: sexo, idade, doenças do ouvido, dentre outros fatores.

Em estudos realizados por Lehto e colaboradores [2], com 68 cirurgiões-dentistas, após 15 anos de exercício profissional, mostraram que, em altas

freqüências, existe uma sensível alta nos limiares auditivos. Entre as conclusões relatadas por Almeida [3], destaca-se aquela que diz respeito à maior suscetibilidade de indivíduos jovens a perda auditiva quando expostos ao ruído. Deve-se lembrar que a faixa etária dos estudantes de odontologia varia de 18 a 22 anos. Szymanska [4] relacionou as fontes e características dos ruídos em cirurgia dental com os mecanismos de perda auditiva induzida por ruído. Concluiu apresentando uma série de sugestões sobre redução dos níveis de ruído na cirurgia dental. Altinoz e colaboradores [5] analisaram a freqüência dos sons emitidos pelas turbinas de alta-rotação odontológicas e concluíram que, sob qualquer situação de trabalho, as turbinas de alta-rotação emitem freqüências que podem causar perda auditiva. Berbare [6], investigando a perda auditiva em estudantes de odontologia e cirurgiões-dentistas relatou que 5% dos estudantes e 70% dos profissionais apresentaram alguma perda auditiva, atribuindo seus resultados ao tempo de exposição diário ao ruído, além das 8 h recomendadas. Mota [7] investigou o perfil audiométrico de cirurgiões-dentistas em Cascavel/PR/BR, que atuam em clínicas, escolas, consultórios particulares e serviços públicos. Seus estudos revelaram a ocorrência de perda auditiva decorrentes de exposição a ruídos em 43,5%, sendo que em altas freqüências, todas as faixas etárias apresentaram decréscimo nos limiares auditivos. Avaliando os níveis de ruído produzidos por equipamentos odontológicos, Sorainen e Rytkonen [8] encontraram níveis que varia entre 78 e 82 dB(A) para peças de mão, de 75 a 77 dB(A) para as unidades de sucção e níveis entre 83 e 107 dB(A) para os removedores ultrassônicos. Hinze e colaboradores [9] publicaram informações sobre os efeitos do ruído nos dentistas. Fornecem informações sobre proteção da audição e técnicas para fabricação de protetores auriculares. Setcos e Mahyuddin [10] divulgaram estudo cujo objetivo era determinar os níveis de ruído produzidos por diferentes peças de mão, compressores, pontas ultrassônicos, amalgamadores, bombas de vácuo e outros equipamentos em consultórios dentários e laboratórios de prótese. Concluíram que os níveis de ruído nas clínicas dentárias, ficam abaixo do limite para risco de perda auditiva. Entretanto, técnicos e outras pessoas que trabalham muitas horas em laboratórios ruidosos correm o risco de perda auditiva se não usarem protetores auriculares.

Preocupados com os quase 30 milhões de trabalhadores norte-americanos, que estão expostos a níveis de ruído prejudiciais em seus locais de trabalho, o National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) [11] publicou o "Preventing Occupational Hearing Loss – A Practical Guide". Este manual fornece diretrizes a empregadores e empregados para o desenvolvimento e manutenção de programas de prevenção à perda auditiva ocupacional. Vários países dispõem de normas que visam garantir a saúde e a segurança de seus trabalhadores recomendando os níveis de ruído para os diversos ambientes. No Brasil, a Lei 6.514 de 22/12/77, da Consolidação das Leis do Trabalho, relaciona os parâmetros que proporcionam conforto acústico aos trabalhadores, juntamente com as normas NBR 10151 [12] e 10152 [13] da ABNT.

Materiais e Métodos

Três clínicas foram selecionadas, duas de cirurgia e uma de dentística. Quanto ao processo de medição, as principais recomendações das normas NBR 10151 [12] e NBR 10152 [13] foram seguidas, entre as quais:

(1) distância de no mínimo um metro de quaisquer superfícies, como paredes, tetos, pisos e móveis;

(2) os valores devem ser medidos pelo menos em três posições distintas, sempre que possível, afastadas entre si em pelo menos meio metro.

Também procurou-se que:

(1) o tempo de medição caracterizasse o ruído em questão;

(2) as medições fossem efetuadas nas condições de utilização normal do ambiente.

As clínicas foram escolhidas de tal forma que pudessem ter as mesmas características: número de cadeiras, dimensões arquitetônicas e tipo de aula (dentística e cirúrgica), conforme ilustra a Figura 1**.** Assim, três clínicas foram escolhidas, duas com aulas de cirurgia e uma com aulas de dentística.

O medidor utilizado é um decibelímetro digital do fabricante Minipa, modelo MSL-1325, baseado na norma IEC 651 tipo II e ANSI S1.4 tipo II, recém adquirido com prazo de calibração de fábrica em dia (1 ano de validade) e, também verificado com um padrão de calibração, numa cabine acústica, utilizada em fonoaudiologia. A disposição do equipamento foi centrada nas clínicas de tal forma que foram definidos quatro pontos em função do comprimento das mesmas.

As medidas foram efetuadas no sentido da porta para o fundo, haja vista que as portas geralmente permanecem abertas, devido ao grande fluxo de pessoas que entram e saem. Observou-se, também, que os alunos geralmente escolhem as cadeiras que estão mais próximas dela de tal forma que, este ponto deve ser o primeiro a ser medido em função do aglomerado de pessoas e do ruído externo proveniente pela porta aberta. O medidor foi instalado a 1,10 m de altura, sendo este praticamente o nível em que as cabeças dos pacientes e dos estudantes ficam posicionadas durante o atendimento nas respectivas cadeiras odontológicas e mochos. A distância entre os pontos de medição foi, em média, de 4,5 m.

O tempo de medição foi estabelecido em 2 h, sendo esta a duração média das aulas. Este período foi dividido em 4. Assim, em cada ponto, a medição ocorreu durante meia hora, com a leitura dos dados realizada a cada minuto. Foram realizadas 4 medições, uma por semana, em cada uma das 3 clínicas, finalizando um mês de aulas. No total, foram realizadas 24 h de medição.

Resultados

Os dados coletados foram processados em uma planilha eletrônica para que o cálculo do nível da pressão sonora equivalente, LA_{eq} (mínimo e máximo), fosse realizado, pois o equipamento não apresenta esta opção de leitura. Os gráficos da figura 2 estão divididos em quatro partes e cada uma representa as 4 primeiras horas da medição. Para os primeiros 120 min, as clínicas apresentam poucas diferenças entre os LA_{eq} com um maior destaque para a clínica de cirurgia da universidade "B". Embora o seu LA_{eq} mínimo seja o menor de todos, no resultado final, o seu LA_{eq} máximo de 81 dB(A), acabou influenciando na somatória final dos dados, pois, nesse período, a clínica estava com maior número de pessoas e cadeiras ocupadas, enquanto que as clínicas da universidade "A", para este mesmo período, tiveram o mesmo número de pessoas, 27. No segundo período, ou meia hora após início das aulas, embora o número de pessoas tendo sido reduzido para 22 e 28, respectivamente para as clínicas cirúrgicas e, praticamente constante para a clínica de dentística (26 pessoas) os níveis de ruído não apresentam variações significativas em relação ao período anterior.

Para o terceiro período, o número de pessoas nas clínicas de cirurgia reduziu-se para 14 pessoas para a clínica da universidade "A", 17 para a universidade "B" e 22 para a clínica de dentística, porém, os níveis máximos de ruído para a universidade "B" são significativamente maiores em relação as demais e apresenta picos que ultrapassam o LA_{eq} máximo. E, para o último período, como esperado, devido à redução de pacientes e, conseqüentemente, de alunos, os níveis diminuem sendo que a clínica cirúrgica da universidade "A" apresentou níveis máximos praticamente abaixo do nível LA_{eq} mínimo.

Discussão

A portaria n.º 3214/78 do Ministério do Trabalho, através da NR-15 [14], estabelece um nível de pressão sonora máximo permitido de 85 dB(A) para 8 h de trabalho diário. Os dados obtidos nesse trabalho apresentam valores preocupantes. Além dos valores dos LA_{eq} não se enquadrarem nas recomendações da tabela da NBR 10152 [13], os valores de LA_{eq} máximo se aproximam dos níveis de dosagem diária podendo levar os professores e funcionários a níveis acústicos prejudiciais à saúde. Nota-se também que as clínicas cirúrgicas apresentam níveis significativamente maiores em relação à clínica de dentística, mesmo para um número de pessoas relativamente menor para uma delas. Porém, esperava-se níveis maiores na clínica de dentística devido ao maior uso das peças de mão de alta e baixa rotação. Na clínica de cirurgia, os suctores de alta potência podem ter influenciado no resultado final.

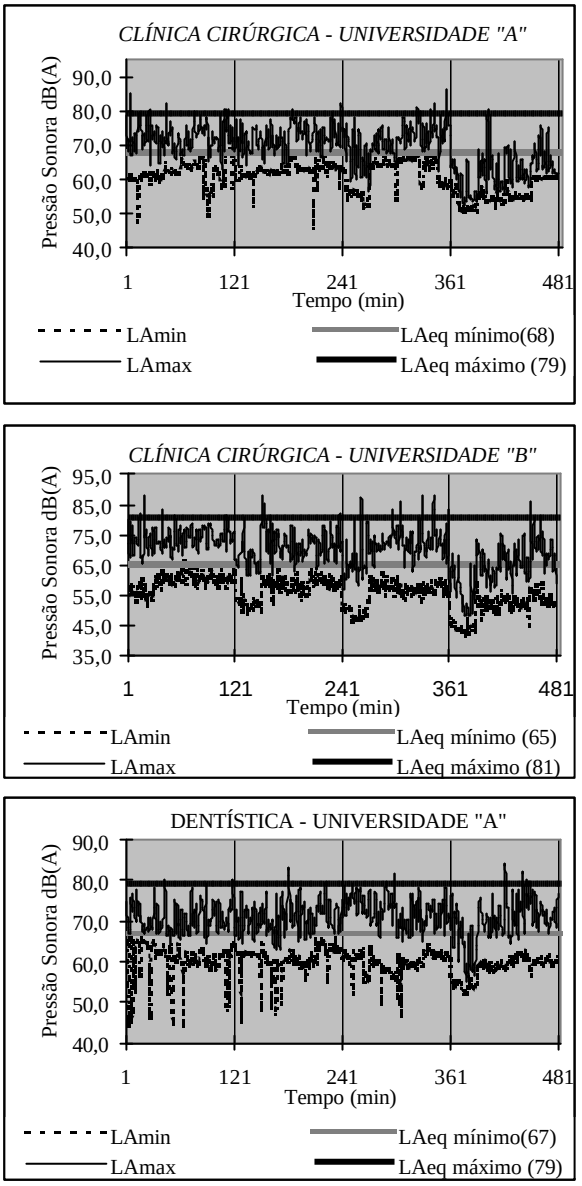


Figura 2. Níveis de ruído máximo, Lamax (máximo) Lamin (mínimo) e seus respectivos equivalentes LAeq mínimo e LAeq máximo, totalizando às 8 h de medição para as clínicas cirúrgicas e dentística das universidades "A" e "B".

A ocupação das cadeiras, de uma certa forma, é feita aleatoriamente, observando-se uma concentração na entrada das clínicas. Os pacientes, na sua maioria, estão presentes nas primeiras horas do atendimento, pois, na última hora da aula, este número chega quase a zero. Constantemente, o sistema de comunicação da universidade "A", via caixa de som, é ativado elevando os níveis que ultrapassam os 80 dB(A). Na universidade "B", onde pacientes ficam no corredor a espera de atendimento, e a sala dos professores, situada ao lado de uma das portas, há muita conversação e, a maneira como os alunos fecham as portas dos armários e tampas das lixeiras, também elevam os níveis, por vezes também ultrapassando os 80 dB(A). Outro detalhe

observado em todas as clínicas está relacionado às pontas suctoras, que permanecem ligadas mesmo quando não estão sendo utilizadas, contribuindo para o aumento do ruído no ambiente.

Conclusão

Os dados apresentados neste artigo sugerem o controle da emissão de ruídos nas clínicas estudadas. As conclusões apresentadas por Berbare [6] indicam que as medidas preventivas são ainda os melhores meios para se evitar os danos auditivos e outros transtornos relacionados com o excesso de ruído. Essas medidas devem ser implementadas em relação ao ambiente, às fontes sonoras e às pessoas presentes no ambiente. Almeida [3], conclui que existe uma maior suscetibilidade para dano auditivo entre as pessoas jovens, que é a faixa etária dos estudantes de odontologia.

A adequação das instalações físicas, como divisórias para cada cadeira, bem como medidas de proteção individual (EPI´s) e medidas para a redução da emissão de ruídos pelos equipamentos são fatores que contribuirão para a manutenção da saúde auditiva e, conseqüentemente, para a saúde física e emocional. Uma distribuição mais uniforme na ocupação das cadeiras contribuirá na dispersão do ruído e, agrupar os pacientes e alunos por horário de atendimento. Na universidade "B", transferir o local de espera dos pacientes para um ponto mais afastado, poderia contribuir na redução do ruído.

Sugere-se ainda: instalação de amortecedores ou molas de pressão nas portas de armários e nas tampas das lixeiras, regulagem do sistema de som, fechamento de todas as pontas de sucção não utilizadas e realização de exames audiométricos periódicos nos alunos, professores e funcionários que atuam nestes ambientes.

Por fim, espera-se com este trabaloho estar contribuindo para a melhoria da saúde e segurança dos profissionais, alunos, pacientes e instituições de ensino, proporcionando-lhes uma atividade de ensino mais qualificada e dentro das recomendações indicadas pelos organismos fiscalizadores e regulamentadores.

Referências

[1] GATTAZ, G.; WAZEN, S.R.G.; O registro das emissões otoacústicas evocadas – Produto de distorção em pacientes com perda auditiva induzida pelo ruído**.** *Rev. Bras. Otorrinolaringol*., 67(2) : 213-218 , 2001.

[2] LEHTO UT, LAURIKAINEN ET, AITASALO KJ, PIETILA TJ, HELENIUS HY, JOHANSSON R. Hearing of dentists in the long run: a 15-year follow-up study. *Community Dent Oral Epidemiol*, 17(4): 207-11, 1989.

[3] ALMEIDA, S.I.C.; *Testes auditivos e fatores de risco da perda auditiva provocada por ruído em trabalhadores de metalurgia – estudo comparativo com a norma ISO 1990*. São Paulo, 1997. 149 p. Tese de doutorado apresentado à Escola Paulista de Medicina (UFSP) – Medicina.

[4] SZYMANSKA, J. Work-related noise hazards in the dental surgery. *Ann Agric Environ Med*., 7(2): 67-70, 2000.

[5] ALTINOZ H.C.; GOKBUDAK R.; BAYRAKTAR A.; BELLI S. A pilot study of measurement of the frequency of sounds emitted by high-speed dental air turbines. *J Oral Sci*., 43(3) : 189-92, 2001.

[6] BERBARE, G.M. *Perda auditiva induzida por ruído de motores de alta rotação em odontólogos e alunos de odontologia: uma análise audiométrica em freqüências entre 250 Hz e 16 KHz*. Ribeirão Preto, 2002. 60 p. Dissertação (Mestrado em Ciências – área :Psicologia). Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da USP.

[7] MOTA, S.S.R.; Estudo dos limiares auditivos de cirurgiões-dentistas. In: II SEMINÁRIO DE PROMOÇÃO DA SAÚDE AUDITIVA: ENFOQUE AMBIENTAL. 2., 2002. Curitiba. *Anais do II Seminário de promoção da saúde auditiva: enfoque ambiental* . UTP, Curitiba/PR. p. 37.

[8] SORAINEN, E.; RYTKONEN F. High-frequency noise in dentistry. *AIHAJ***.**, 63(2):231-3, 2002.

[9] HINZE, H.F.; DELEON, C.; MITCHELL, W.C.; Dentists at high risk for hearing loss: protection with custom earplugs. *Gen Dent*., 47(6): 600-603, 1999.

[10] SETCOS, J.C.; MAHYUDDIN, A. Noise levels encountered in dental clínical and laboratory practice. *Int J. Prosthodont*. 11(2): 150-157, 1998.

[11] NIOSH – National Institute for Occupational Safety and Health**.** *Preventing Occupational Hearing Loss – A Practical Guide*. Cincinnati, 1996.

[12] NBR 10151-ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS.: Acústica – Avaliação do ruído em áreas habitadas, visando o conforto da comunidade – Procedimento. Rio de Janeiro, 2000.

[13] NBR 10152 - ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Acústica – Avaliação do ruído ambiente de edificações visando o conforto dos usuários **–** Procedimento. Rio de Janeiro, 1987.

[14] NR-15 – MINISTÉRIO DO TRABALHO - Normas Regulamentadoras de Segurança e Saúde no Trabalho - Atividades e Operações Insalubres. Portaria 3214/78.

EQUIPAMENTO PARA TRATAMENTO DE RECÉM-NASCIDO COM ICTERÍCIA

R. M. Lemes[1], P. F. Sebbe1, J. Duarte[2], C. P. Soares[2], R. A. Zângaro[2], C. J. Lima[2], M. T. T. Pacheco[2]

1- Faculdade de Ciência da Saúde – 4º. Ano de Engenharia Biomédica - Universidade do Vale do Paraíba Av. Shishima Hifumi, 2911 - 12244-000 - São José dos Campos, SP, Brasil.
2- Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento - IP&D - Universidade do Vale do Paraíba - Av. Shishima Hifumi, 2911 - 12244-000- São José dos Campos, SP, Brasil.

rubialemes@aol.com[1], sebbe@uol.com.br[1] , jduarte@univap.br[2], cpsoares@univap.br[2], zangaro@univap.br[2], lima@univap.br[2], mtadeu@univap.br[2].

RESUMO

The neonate jaundice is characterized by high level of blood bilirubin. Generally, it is a benign and reversible clinical condition, but also it can cause serious lesions in the central nervous system. The aim of this work was to project and to develop a phototherapeutic equipment for the icterical treatment. It was built based on a matrix with 88 *Light-Emitting Diodes* (LEDs) in the blue spectral emission, according with IEC 60601-2 50, minimizing the accident risks due to the low tension promoted by the power supply (5V).

Palavras - Chave: Icterícia neonatal, fototerapia, LED.

INTRODUÇÃO

A icterícia neonatal é caracterizada pela concentração elevada de bilirrubina, um pigmento orgânico produto da degradação das hemácias no sangue do recém-nascido. É um fenômeno físico provocado pela pouca maturidade do organismo do recém-nascido que são afetados em grande parte, sendo um transtorno passageiro que em poucos dias desaparecerá. A icterícia patológica é uma condição clínica geral benigna e reversível, mas seu agravamento pode ocasionar seqüelas no sistema nervoso central. A geração e excreção da icterícia estabelecem algumas etapas, tais como: destruição do heme e formação da bilirrubina, transporte da bilirrubina pelo plasma ligada à albumina, captação da bilirrubina do plasma pelo hepatócito, conversão no hepatócito da bilirrubina não conjugada em conjugada, transporte da bilirrubina conjugada pela membrana biliar, fluxo da bilirrubina pelo sistema biliar até o intestino [1].

Cerca de 60% dos recém-nascidos desenvolvem, nos primeiros dias de vida, icterícia clinicamente detectável e muitos desses pacientes são submetidos a inúmeros exames laboratoriais e tratamento. A fototerapia é o tratamento para icterícia neonatal utilizando lâmpadas com finalidade de decompor a bilirrubina e aumentar a excreção da mesma não conjugada, devendo o recém-nascido ser exposto à radiação com determinado comprimento de onda. A eficácia da fototerapia depende diretamente da quantidade de potência por unidade de área (irradiância) e da área de superfície corporal exposta à luz. Os aparelhos convencionais utilizando lâmpadas são geralmente colocados cerca de 30 a 50 cm do recém-nascido, uma aproximação é impossibilitada pela cúpula da incubadora ou, quando o recém-nascido está em berço comum, pela dificuldade da observação do paciente e pelo perigo de hiperaquecimento. Desta forma, pequena irradiância atinge o recém-nascido, explicando em parte, a baixa eficácia clínica observada com o uso de aparelhos convencionais de fototerapia [2] [4] [5].

Outra fonte de luz indicada para tratamento de icterícia é o uso de outros emissores de luz (LED), que são dispositivos simples, sendo utilizados em sistemas de transmissão com banda passante em torno de 200 MHz/km, que quando polarizados adequadamente emitem luz, visível ou invisível. A luz é produzida pelas interações energéticas do elétron, onde o processo de emissão de luz pela aplicação de uma fonte elétrica de energia é chamado "eletroluminescência". Em geral, os LEDs operam com nível de tensão de 1,6 a 3,3V, a potência

necessária está na faixa típica de 10 a 150 mW, com um tempo de vida útil acima de 100.000 horas. O LEDs apresentam algumas vantagens, como: baixo custo, vida relativamente longa, luz monocromática, baixa tensão [3].

O objetivo do presente trabalho foi projetar, desenvolver e caracterizar um equipamento destinado ao tratamento da icterícia.

MATERIAIS E MÉTODOS

O projeto teve como premissa a irradiação de parte da superfície do corpo do recém-nascido. O equipamento corresponde a um formato retangular com finalidade de distribuir a irradiância num plano de projeção da luz em todo recém – nascido a uma distribuição espectral de energia emitida. Para tal o projeto utilizou uma matriz com 88 LEDs especiais, emitindo radiação na região do azul com comprimento de onda de 465 – 470 nm. Os LEDs foram conectados em paralelo com fios condutores a uma fonte de alimentação de 5 volts e 2 amperes com voltagem de 110/220 Volts e transportado para uma espuma antimofo, antialérgica e biocompatível revestindo-a com tecido impermeável, formando assim um colchão de luz.

O colchão tem a dimensão de 40x20cm onde a emissão de luz abrange a dimensão total do colchão, com finalidade de irradiar toda superfície corporal do recém-nascido. No entanto com a emissão de luz pelo colchão e com uma potência superior aos equipamentos convencionais, o recém-nascido fica próximo à radiação tornando-se o tratamento mais rápido, eficaz.

RESULTADO



Figura 1: Imagem lateral da distribuição da luz no corpo do recém-nascido



Figura 2: Imagem com vista superior da distribuição da luz no recém-nascido.

DISCUSSÃO

O equipamento foi desenvolvido dentro da norma da ABNT IEC 60601-2/50 que traz prescrições particulares para equipamentos de fototerapia onde é exigida uma banda espectral de 425-475 nm. De acordo com as exigências da norma, utilizou-se LED azul especial como fonte luminosa por possuir uma banda espectral de 465-470 nm, cumprindo-se todas as determinações.

O equipamento é destinado para realizar o tratamento da icterícia, de uma forma eficaz, e também com finalidade de minimizar custos, aprimorar técnicas já existentes e melhorar a forma de tratamento visando maior conforto ao paciente.

Os ensaios realizados evidenciaram que o sistema desenvolvido é vantajoso, e permite que não interrompa o tratamento durante a amamentação. Dentre outras vantagens o recém-nascido não precisa ser trocado de posição, evitando que o mesmo seja colocado na posição de decúbito ventral durante o tratamento, reduzindo o risco de ocorrer a Síndrome da Morte Súbita Infantil (SMSI), além de permitir ao recém-nascido o tratamento em sua própria casa, proporcionando à mãe e ao recém-nascido maior conforto e até mesmo protegendo de uma possível infecção hospitalar.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos primeiramente aos nossos pais que nos incentivaram para conclusão do projeto e aos orientadores que nos instruíram nos estudos.

REFERÊNCIAS

[1] Halamek LP, Stevenson DK. Neonatal jaundice and liver disease. In: Fanaroff AA, Martin RJ, eds. Neonatal-perinatal medicine: Diseases of the fetus and infant. 6th ed. Vol. 2. St. Louis: Mosby Yearbook, 1997:1345.

[2] DeCarvalho M, Klaus MH, Merkatz RB. Frequency of breast feeding and serum bilirubin concentration. Am J Dis Child; 136:737-738, 1992.

[3] Internet site addres: http:www.br.emb - japan.go.jp/portugues/atualidades6.htm
Acesso em 11/01/2003.

[4] F.M.D. da Silva (2001), Desenvolvimento de um Novo Sistema Óptico para Unidade de Fototerapia Neonatal Utilizando Lâmpada de Descarga de Alta Pressão, Tese de Mestrado, apresentada no CPGEI/CEFET-PR, Curitiba, 168p.

[5] Seidman DS, Moise J, et al. A prospective randomized controlled study of phototherapy using blue and blue-green light-emitting devices, and conventional halogen-quartz phototherapy). J Perinatol 23:123, 2003 .

PREDICCION DE CRISIS EPILEPTICAS BASADA EN LA EVOLUCION DE LA ENERGIA ACUMULADA EN SEÑALES EEG PREICTALES

S. Gigola*, F. Ortiz*, C. E. D'Attellis*, S. Kochen** y W. Silva**

* Universidad Favaloro, Av. Belgrano 1723, Buenos Aires, Argentina
** Centro de Epilepsia, Hospital Ramos Mejía, Argentina

e-mail: silgig@yahoo.com.ar

Abstract: This work purposes a method to predict the epileptic seizure onset based on the evolution of the accumulated energy of the EEG signal. 13 records of brain activity from intracranial electrodes corresponding to 4 patients were analyzed. The method computes the accumulated energy (AE) of the signals based on a wavelet analysis. Then analyze the evolution of the AE in preseizure signals at intervals of five minutes comparing to basal signals.
***Keywords*: EEG, epilepsy, prediction, wavelets**

Introducción

Aproximadamente el 1% de la población mundial tiene algún tipo de epilepsia. Dos tercios de los afectados son controlados con drogas antiepilépticas, entre un 7-8% pueden ser curados por un tratamiento quirúrgico y un 20-25% no logran controlarse con ninguno de los tratamientos disponibles. Una de las características más notables de la epilepsia, es la presencia de crisis en forma "impredecible" y ésta es una de las causas más importantes de la alta morbimortalidad de las crisis epilépticas. En los últimos años, se han hecho varios estudios con el objetivo de encontrar un sistema automático para controlar estas crisis epilépticas. Muchos de ellos han evidenciado que el estudio de las señales electroencefalográficas intracraneales (EEGi) mediante análisis no lineal, tienen muy buenos resultados en la detección de estados preictales que pueden anticipar la crisis epilépticas varios minutos antes que éstas sucedan

Los primeros trabajos en predicción de crisis epilépticas aparecieron en 1975 [1], [2], [3], pero el desarrollo de sistemas basados en las ideas de este trabajo producían demasiados falsos positivos. Desde entonces se han presentado otras técnicas matemáticas y desarrollado diferentes aproximaciones para la resolución del problema [4], [5], [6], [7]. Estos trabajos mostraron tener el potencial para determinar y promover la idea de que es posible encontrar algoritmos que indiquen el comienzo de la crisis epiléptica, efectivo para el desarrollo de terapias preventivas.

Más recientemente, se publicó una serie de algoritmos mostrando que el estudio de la energía acumulada (AE) de señales electroencefalográficas era un posible indicador del comienzo de la crisis [8], [9], [10]. En un trabajo [11] previo, al que se desarrollará a continuación, se introdujo el uso de la transformada wavelet para el estudio de la energía acumulada en el marco de un análisis multirresolución. Como se sabe, el análisis multirresolución [12] permite obtener información en tiempo y frecuencia del EEG. Éste es implementado por un banco de filtros digitales con decimación [13], con el cual podemos hacer un análisis en frecuencia por octavas. De esta manera, el EEG se decompone en una serie de valores que depende de dos índices: el primero relacionado con el tiempo y el segundo relacionado con la escala o banda de frecuencias.

En este trabajo, al igual que en [11], se analizó la AE pero tomando intervalos de aproximadamente 5 minutos lo que permitió estudiar su evolución a medida que se acercaba el inicio de la crisis.

Materiales y Métodos

Para realizar el estudio se utilizaron registros de señal de electroencefalogramas intracraneales (EEGi) correspondientes a 13 crisis epilépticas pertenecientes a 4 pacientes con epilepsia parcial refractaria a los tratamientos farmacológicos, candidatos a cirugía que necesitaron registro de EEGi crónico en la evaluación prequirúrgica. La población estaba compuesta por 2 pacientes de sexo femenino y 2 masculinos. A todos los pacientes se les realizó una historia clínica detallada, examen neurológico completo, evaluación neuropsicológica, resonancia magnética cerebral y video electroencefalografía de superficie. Luego, todos los pacientes seleccionados fueron evaluados mediante la técnica de estereoelectroencefalografía [14]. Electrodos intracerebrales con contactos múltiples (5 – 15) fueron implantados en diferentes regiones cerebrales utilizando el método de Talairach [15]. La Figura 1 muestra las zonas de exploración en el paciente 2. Las diferentes regiones exploradas fueron determinadas a partir de la información obtenida con los estudios no invasivos.

El número de electrodos varió de 3 a 6 en función de la complejidad de las probables zonas a determinar. La posición de los electrodos fue corroborada en todos los pacientes por imagen de resonancia magnética.

Las señales de EEGi interictal e ictal fueron adquiridas con una frecuencia de muestreo de 200 Hz., con un montaje de referencia en forma bipolar y almacenadas en CDs para luego ser analizadas visualmente por médicos neurólogos expertos en EEG con el software Harmonie Stellate electroencefalografía.

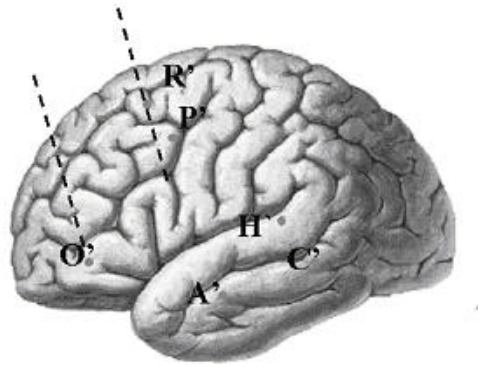


Figura 1: Ubicación de los electrodos implantados en el paciente 2.

Se utilizó para el análisis visual el BioScience®, modelo Vector que permite analizar hasta 32 canales en forma simultánea. Las zonas determinadas visualmente correspondieron a la región temporal mesial derecha (amígdala e hipocampo) en el paciente 1, la región temporal posterior izquierdo (gyrus temporal superior) en los dos pacientes 2 y 3, y a la región occipito-parietal derecha en el paciente 4.

Una vez detectada la zona epileptógena se seleccionaron las señales provenientes de los canales cuyos electrodos mostraban una mayor generación de paroxismos en los momentos previos a la crisis.

Se analizaron 13 segmentos de EEGi inmediatamente previos a las crisis epilépticas (señales preictales) de 45 minutos y 7 intercríticos alejados de las crisis (señales de base o basales) de 5 minutos pertenecientes a los 4 pacientes. En cada caso se seleccionó el canal de EEGi más precozmente implicado en la descarga ictal.

Para la selección de las porciones de señales basales se tomó en cuenta que éstas estuvieran ubicadas tres o cuatro horas antes de la crisis, lo suficientemente alejado para encontrar pocos paroxismos y que no haya influencia de otras crisis.

Se eligió para el análisis la transformada wavelet y en particular se utilizó de la familia de Daubechies [16], la D4 (Daub4). Para su implementación se usó el esquema de lifting [17]. La elección de esta wavelet se debe a que es ortogonal y tiene como característica que la suma de los coeficientes al cuadrado de la transformada en cada nivel, representa la energía de la señal en el mismo.

Los segmentos preictales de 45 minutos fueron divididos en intervalos de aproximadamente 5 minutos (2^{16} muestras). En cada intervalo se evaluó la energía acumulada en cada uno de los niveles mediante la siguiente ecuación

$$AE_j(k) = \sum_{i=(a-b)(k-1)+1}^{(a-b)(k-1)+a} d_j{}^2(i) + AE_j(k-1)$$

donde d_j es el vector de los coeficientes wavelet en el nivel j, a es el ancho y b, la superposición de la ventana, tomando k ventanas. Del mismo modo, se evaluó la energía acumulada en los segmentos basales.

Sólo se utilizaron los niveles j del 1 al 8 debido a que los niveles restantes no contienen información relevante para el análisis ya que corresponden a frecuencias menores a 0,5 Hz.

Luego, se aproximó cada una de las gráficas de energía acumulada a una recta utilizando el método de ajuste por cuadrados mínimos, quedándonos con la pendiente como parámetro asociado.

Una vez calculadas las pendientes de las rectas, se evaluó el cociente entre las pendientes de los distintos segmentos de señales preictales de cada crisis y las basales en cada uno de los niveles del análisis de multiresolución. Con todos estos valores, se estudió la variación de los cocientes a medida que los segmentos preictales se acercaban al inicio de la crisis.

Es importante aclarar que los pares de señales preictales y basales se compararon teniendo en cuenta que éstas hubieran sido registradas cuando los pacientes presentaban el mismo estado fisiológico: vigilia o sueño.

Resultados

En 10 de los trece casos analizados se pudo observar que, aproximadamente, veinticinco minutos antes del comienzo de la crisis, los valores de las pendientes se incrementaban notoriamente. Esto se evidenciaba en los niveles 3 y 4 de la multirresolución, con frecuencia central de 11 Hz y 22 Hz respectivamente.

La Figura 2 muestra valores de los cocientes de las pendientes, para los niveles 3 y 4 de la multirresolución, en función del tiempo. Puede observarse el incremento en los valores de las pendientes a partir de los 25 minutos. Se consideró tiempo 0 al inicio eléctrico de la crisis.

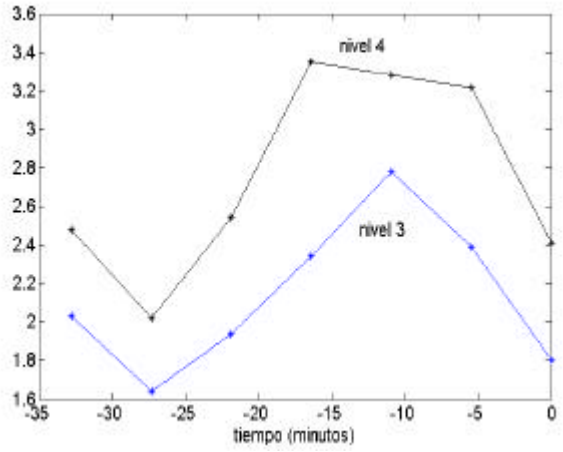


Figura 2:Variación del cociente entre las pendientes a la crisis 5.

También se pudo observar que, en algunos casos, los valores de los cocientes disminuían 10 minutos antes del comienzo de la crisis.

En la Tabla 1 se muestran algunos ejemplos representativos de los valores obtenidos en 6 crisis.

Tabla 1: Evolución típica de los cocientes de las pendientes

		Tiempo							
Crisis	Nivel	-38.23	-32.77	-27.31	-21.85	-16.38	-10.38	-5.46	0
1	3	0.52	0.66	0.53	0.55	0.76	0.60	0.66	0.89
1	4	0.63	0.75	0.57	0.83	0.94	0.83	0.86	1.10
2	3	3.07	3.45	2.55	3.69	3.63	5.02	4.12	5.38
2	4	2.25	2.87	1.84	2.78	2.47	3.90	2.96	3.63
3	3	3.27	3.67	2.71	3.92	3.86	5.33	4.38	5.72
3	4	2.65	3.35	2.15	3.25	2.88	4.56	3.46	4.24
4	3	0.79	0.72	0.86	0.98	1.22	1.00	0.78	0.71
4	4	0.72	0.87	0.80	1.03	1.26	1.09	0.75	0.71
5	3	1.68	2.03	1.64	1.94	2.34	2.78	2.39	1.80
5	4	2.41	2.48	2.02	2.54	3.35	3.28	3.22	2.41
6	3	2.50	2.63	2.73	2.45	2.52	1.72	2.07	2.06
6	4	3.67	3.86	4.06	3.41	3.41	2.38	3.09	3.07

Durante el desarrollo de las crisis 2, 3, 5 y 6 los pacientes se encontraban en estado de vigilia mientras que durante las crisis 1 y 4, los pacientes estaban durmiendo.

La crisis 1 es uno de los casos en los cuales no fue posible predecir el comienzo de la crisis. Como se puede observar, no existe un aumento importante en los valores de las pendientes a medida que se acerca el inicio de la crisis.

Diferente es lo ocurrido con la crisis 6. En este caso, los valores de las pendientes disminuyen en el lapso de tiempo considerado para la predicción.

Tanto para las crisis ocurridas en estado de vigilia, como en sueño, se puede decir que, existe un aumento de las pendientes 25 minutos antes del comienzo de la crisis en los niveles 3 y 4. En los niveles 1 y 2, correspondientes a la frecuencias más altas, las pendientes varían según el tipo de crisis, razón por la cual no fue utilizado como indicador de la aparición posterior de una crisis.

Es importante notar que la distribución de la energía en el espectro, además de tener las características comunes en los rangos de frecuencia detalladas arriba, tiene una propia en cada paciente para cada tipo de crisis.

El ancho y la superposición de la ventana han sido elegidos de modo tal que el costo computacional fuese el menor, ya que los resultados obtenidos no dependían de los valores de a y b.

Discusión

Uno de los problemas más difíciles de resolver cuando se habla de epilepsia es su imprevisibilidad. En el mundo hay muchos investigadores trabajando en la predicción de crisis epilépticas, porque si fuera posible detectar que alguien va a tener un ataque, tendría un tiempo para actuar.

Tan como lo demuestran los trabajos [8], [9] y [11], la energía acumulada es un buen indicador del comienzo de la crisis. Para las crisis ocurridas en estado de vigilia la energía acumulada, es considerablemente superior a la energía acumulada basal.

En este trabajo, se muestra un método a través del cual es posible predecir el comienzo de crisis epilépticas a partir de la señal de EEG. El hecho de que el análisis se va haciendo cada 5 minutos a medida que se acerca la crisis y el cambio se produce varios minutos antes, permitiría implementar algún sistema a partir del cual ante el anuncio de una crisis, se pueda estimular algunas estructuras cerebrales que impidan que se produzca la sincronización de la corteza cerebral.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por Fundación Antorchas, Universidad Tecnológica Nacional y CONICET.

Referencias

[1]VIGLIONE S., ORDON V., RISCH F., "A methodology for detecting ongoing changes in the EEG prior to clinical seizures", *21st. Western Institute of Epilepsy*, 1970.

[2]VIGLIONE S., ORDON V., MARTIN W., KESLER C.:, US Patent 3863625, 1973.

[3]VIGLIONE S., WALSH G., "Epileptic seizure prediction", *Electroencephalog. Clin. Neurophysiol*, 39, pp. 435-436, 1975.

[4] CHILLEMI S., BALOCCHI R., BARBI M., DI GARBO A., FERRI R., MIGLIORE M.: "Early trends in seizure onset: a nonlinear approach", in D'ATTELLIS C. E., KLUEV V. V. and MASTORAKIS N. E. (Ed.): *Mathematics and Computers in Science and Engineering*, Word Scientific and Engineering Society Press, pp. 156-160, 2001.

[5] CHILLEMI S., BALOCCHI R., BARBI M., DI GARBO A., D'ATTELLIS C. E., GIGOLA S., KOCHEN S. and SILVA W., "Detection of a preseizure state in intracranial EEG signals: a case study", *WSEAS Transactions on circuits*, 1: 159-64, 2002.

[6]LEHNERTZ K. and ELGER C., "Can epileptic seizures be predicted?", *Physical Rev. Letters*, 80, pp. 5019-5022, 1998.

[7]MARTINERIE J., ADAM C., LE VAN QUYEN M., BAULAC M., CLEMENCEAU S., RENAULT B. and VARELA F.J., "Epileptic seizures can be anticipated by non-linear analysis", *Nature*, 4(**10**): pp. 1173-1176, 1998.

[8]LITT B., ESTELLER R., D'ALESSANDRO M., ECHAUZ J., SHOR R., BOWEN C., VANCHTSEVANOS G., 'Evolution of accumulated energy predicts seizures in mesial temporal lobe epilepsy', *First Joint BMES/EMBS Conference*, Atlanta, GA, 13-16 October, p.440, 1999.

[9]LITT B., ESTELLER R., ECHAUZ J., D'ALESSANDRO M., SHOR R., HENRY T., PENNELL P., EPSTEIN C., BAKAY R., DICHTER M. and VANCHTSEVANOS G., "Epileptic seizures may begin hours in advance of clinical onset: a report of five patients", *Neuron*, 30, pp. 51-64, 2001.

[10]LITT B. and ECHAUZ J., "Prediction of epileptic seizures", *The Lancet Neurology*, 1, pp. 22-29, 2002.

[11]GIGOLA S., ORTIZ F., D'ATTELLIS C.E., KOCHEN S. and SILVA W., "Prediction of epileptic seizures using accumulated energy in a multiresolution framework", aceptado para su publicación en *Journal of Neuroscience Methods.*

[12]MALLAT S., A wavelet tour of signal processing, first ed., Academic Press, 1998.

[13]WICKERHAUSER M.V., Adapted wavelet analysis, from theory to sofware, IEEE Press, 1994.

[14] CHAUVEL P., VIGNAL J.P., BIRABEN A., BADIER J.M.: "Stereoelectroencephalography", in PAWLIK G. and STEFAN H. (Ed.): *Multimethodological assessment of the epileptic forms*, New York, Springer, 1996.

[15]TALAIRACH J., BANCAUD J., SZICLA G., BONIS A., GEIER S., "Approche nouvelle de la chirugie de l'epilepsie: methodologie stereotaxique et resultats therapeutiques", *Neurochirugie*; 20(**1**): 1-240, 1974.

[16]DAUBECHIES I., Ten Lectures on Wavelets, SIAM, 1992.

[17]DAUBECHIES I and SWELDENS W., "Factoring wavelet transforms into lifting steps", *Journal of Fourier Analysis and Applications*, 4, pp. 247-269, 1998.

COMPORTAMENTO MECÂNICO DA EXTREMIDADE PROXIMAL DE FÊMURES DE RATAS APÓS AUSÊNCIA DE REAÇÃO DO SOLO

M. M. Shimano* e J. B. Volpon*

* Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP, Ribeirão Preto, Brasil

e-mail: mmshimano@yahoo.com.br

Abstract: Mechanical stimuli are essential to maintain a structurally adequate bone mass. Therefore, absence of ground reaction lead to disuse osteoporosis with loss of bone mass. In this investigation 90 days old rats was kept in suspension by the tail 28 days and either killed or set free for additional 21 days. Comparison was made with control. The entire femur was tested in compression-flexion with force applied on the top of the femoral head. The results showed that suspension caused a weakening of the bones with a significant recovery of the mechanical properties after releasing the animals for walking. But in these animals there was a collapse of the femoral head.

***Palavras Chaves*: propriedades mecânicas; colo femoral; suspensão.**

Introdução

A osteogênese pode ser estimulada por pequenas deformações na arquitetura óssea, provocadas por forças mecânicas aplicadas durante uma atividade física normal. A atividade física pode atuar diretamente na formação óssea. Já, a imobilização leva a um processo de reabsorção óssea [1]. Portanto, um ambiente ou situação com menor quantidade de estímulos mecânicos produz efeitos diretos na estrutura óssea. Exemplos desta situação são a exposição de astronautas à microgravidade, imobilização ortopédicas e a permanência de pacientes em camas, podem causar grandes perdas da massa óssea [2]. Nestes casos, o esqueleto reconhece que já não precisa de toda sua massa óssea para manter sua integridade estrutural, e desenvolve a osteopenia, que poderá causar fraturas com o retorno às atividades normais [3].

Estudos do efeito do repouso prolongado no leito sobre o metabolismo do cálcio [4] mostraram que o aumento na excreção urinária desse íon, não é devido à inatividade mas sim à ausência de compressão longitudinal sobre os ossos longos. Se a excreção urinária de cálcio pode ser entendida como uma indicação de desmineralização óssea, parece que a tensão gravitacional sobre os ossos longos é essencial para o trofismo ósseo.

Portanto, a ausência da reação do solo sobre a estrutura óssea, observada em viagens espaciais (ausência de gravidade) e em pessoas acamadas (impossibilitadas de caminhar), causa perda de massa óssea. Além disso, pode levar a fraturas logo após o retorno às atividades físicas normais.

O objetivo desta pesquisa surgiu do interesse em analisar mecanicamente a extremidade proximal de fêmures de animais que tiveram seus membros posteriores sem o contato com o solo, e posteriormente, foram liberados para uma atividade normal.

Materiais e Métodos

Foram selecionadas 4 ratas matrizes da raça Wistar, grávidas e prestes a parir, fornecidas pelo Biotério Central da Prefeitura do Campus de Ribeirão Preto – USP. Após a parturição foram selecionados 6 filhotes fêmeas para cada rata e, os demais, desprezados.

O controle da idade dos filhotes foi feito a partir do nascimento, sendo que a idade base para o início dos procedimentos experimentais foi de 90 dias.

Grupos experimentais

Os animais foram divididos aleatóriamente em grupos da seguinte forma:

- Controle I (6 animais) - Animais eutanasiados com 90+28 dias de idade;
- Controle II (6 animais) - Animais eutanasiados com 90+28+21 dias de idade;
- Grupo A (6 animais) - Animais com 90 dias de idade, permanecerão suspensos por 28 dias e sacrificados;
- Grupo B (6 animais) - Animais com 90 dias de idade, permaneceram suspensos por 28 dias e ficaram soltos com livre movimentação dentro de gaiolas por mais 21 dias e foram eutanasiados.

Totalizando 24 animais.

Técnica de suspensão

Para o processo de preparação da cauda para a suspensão, os animais foram anestesiados com uma aplicação intramuscular da combinação de ketamina e xilazina na proporção de 30mg/kg e 3mg/kg, respectivamente. Foi aplicado ketoprofeno (analgésico e antiinflamatório) uma vez por dia, durante três dias consecutivos, na dose de 3,5mg/kg, intramuscular, após a realização da fixação da cauda.

O modelo de fixação da cauda e a gaiola utilizada foram os mesmos do trabalho de Silva [5], cujo princípio foi proposto por Kasper [6]. Neste sistema os

animais puderam se movimentar em um ângulo de 360° com livre acesso à água e à ração.

Segundo Morey-Holton & Globus [7], o descarregamento dos membros posteriores de ratos, através da suspensão pela cauda (Figura 1), é um modelo aceito pela comunidade científica para simular os efeitos de vôos espaciais. O procedimento de operação padrão para descarregamento com aplicação em ratos jovens e adultos foi atualizado e aprovado pela *National Aeronautics and Space Administration (NASA), Ames Research Center (ARC), Institutional Animal Care and Use Commitee* em Agosto de 2001, de acordo com os mesmos pesquisadores.

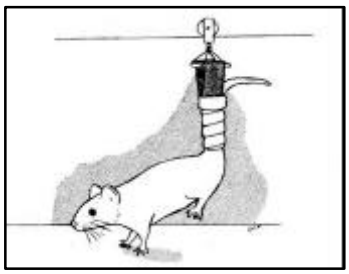


Figura 1 – Modelo de suspensão pela cauda apresentado por Kasper [6]. O animal realiza apoio com os membros anteriores e os membros posteriores ficam elevados, sem carga.

Ensaio mecânico

Após o período de experimento, os animais foram eutanasiados com dose excessiva de anestésico (tiopental) e, depois, o fêmur esquerdo foi retirado, limpo das partes moles, pesado e identificado, para então, ser envolvido em gaze embebida em solução fisiológica e conservado a –20°C.

Para a realização dos ensaios, foi necessária a inclusão da extremidade distal dos fêmures em acrílico para sua fixação na vertical (Figura 2A). Foi utilizado o acrílico autopolimerizante JET - Clássico®.

Doze horas antes do início do processo de inclusão dos fêmures em resina, eles foram retirados da temperatura de –20°C e passados para uma geladeira com temperatura média de 1°C e, duas horas antes, os fêmures foram passados para uma temperatura ambiente que variou entre 25°C e 27°C, para entrar em equilíbrio térmico com o meio ambiente.

Depois da inclusão, o conjunto foi submetido ao ensaio mecânico que consistiu em aplicar uma força vertical na cabeça do fêmur até a ocorrência de fratura, de acordo com a Figura 2B. A velocidade de aplicação de carga foi de 0,1mm/min.

Os ensaios mecânicos foram realizados na máquina universal de ensaio (EMIC®-100KN), do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP.

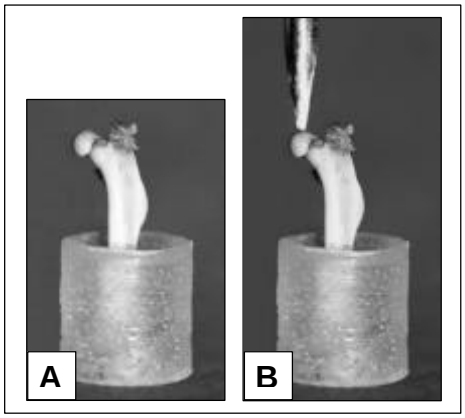


Figura 2 – Realização do ensaio mecânico na extremidade proximal de fêmures de ratos. Inclusão da extremidade distal do fêmur em acrílico (A). Aplicação de carregamento vertical na cabeça femoral (B)

Dos ensaios realizados, foram confeccionados gráficos força *x* deformação que foram usados para obter algumas propriedades mecânicas. As análises estatísticas entre os grupos foram feitas pelo programa Instat® v.3.00 da GraphPad Software.

Resultados

A única diferença na metodologia de criação entre os grupos Controle I e Controle II foi a diferença de 21 dias na idade dos animais, que foi o suficiente para influenciar no comportamento mecânico do colo femural. Portanto, foram realizadas análises somente entre os grupos experimentais e seus controles.

As propriedades mecânicas analisadas foram a força máxima e a rigidez (Figuras 3 e 4).

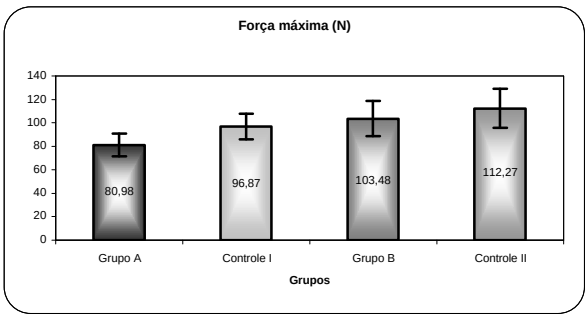


Figura 3 – Força máxima.

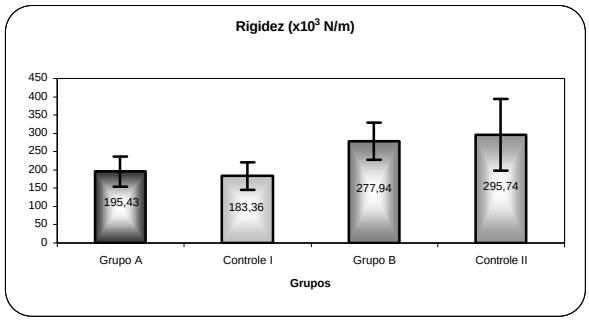


Figura 4 – Rigidez.

Foi realizado o teste de normalidade em todos os grupos. E todos apresentaram uma distribuição normal, portanto, o teste estatístico aplicado foi o teste *t de Student*, com nível de significânica de 5%.

A força máxima do Grupo A (80,98±9,60N) foi estatísticamente menor (p=0,0223) que o Grupo Controle I (96,87±10,74N). Na comparação entre a força máxima do Grupo B (103,48±14,98N) com o Grupo Controle II (112,27±16,61N), não houve diferença estatística (p=0,3586).

Ao comparar a rigidez do Grupo A (195,43±41,00x10^3N/m) com a rigidez do Grupo Controle I (183,36±37,97x10^3N/m), verificou-se que não houve diferença estatística (p=0,6083). E também não houve diferença estatística (p=0,7026) entre os Grupos B (277,94±51,08x10^3N/m) e Controle II (295,74±98,51x10^3N/m).

Outras observações

Após a dissecação dos fêmures dos animais do grupo B, foi observado alterações no formato da cabeça femoral em todos os animais, quando comparado com as cabeças femorais de todos os animais do grupo Controle II (Figura 5).

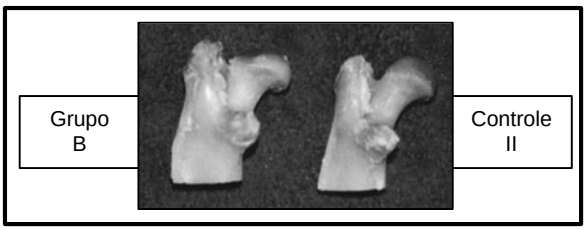


Figura 5 – Detalhes da cabeça femoral dos animais dos Grupos B e Controle II.

Estas alterações podem ter sido o motivo pelo qual não houve diferença estatística entre as propriedades mecânicas do Grupo B e do Grupo Controle II. Daí a necessidade de se estar documentando estas alterações.

Discussão

Do começo ao fim da vida, o sistema esquelético ajusta-se para manter a integridade estrutural dos ossos, que no cotidiano está sujeito a várias condições de carregamento mecânico. Conseqüentemente, a resposta estrutural, em parte, deve-se ao passado histórico de cargas impostas sobre o esqueleto e à necessidade presente [8].

Os estudos em que os animais são mantidos em suspensão ou hipocinesia, têm sido executados para simular as condições que acontecem em vôos espaciais ou outras condições que levam à restrição da atividade física. Embora o método produza condições diferentes da imobilização (os animais podem realizar contrações dinâmicas, porém com carga mínima), as alterações podem ser observadas nos músculos e nos ossos de acordo com o tempo de exposição a essas situações [9], [10].

Os modelos que simulam a ausência das forças gravitacionais são de grande importância, pois, podem ser controlados e as modificações podem ser feitas quando necessárias durante a experiência. Além disso, manipulações podem ser executadas sem as precauções extensivas requeridas para experiências em vôos espaciais, sem contar a acessibilidade e o baixo custo, quando o modelo de suspensão é comparado com os experimentos realizados em ambiente de microgravidade, a bordo de nave espaciais.

Analisando os resultados, verificou-se que houve diferença estatítica da força máxima entre os Grupos A e Controle I, mostrando que a suspensão provou algumas alterações significativas no comportamento mecânico dos fêmures. O mesmo foi verificado por Norman [11]. A rigidez entre estes dois grupos não apresentou diferença significativa, provavelmente, devido à ação muscular.

Na comparação entre os Grupos B e Controle II, não houve diferença significativa em nenhuma propriedade mecânica. Que pode ter tido influência da alteração no formato da cabeça femoral. Mas, não foi encontrado na literatura nenhuma referência falando sobre estas alterações geométrica provocadas pela suspensão.

As alterações no formato da cabeça femoral, sugerem que devem ter ocorridos remodelações da estrutura óssea dos animais, neste local, para poder suportar novamente toda a carga imposta no retorno às atividades normais. Daí, a necessidade de novos estudos.

Conclusão

A suspensão causou uma redução significativa da força máxima. E a liberação dos animais por 21 dias, após um período de 28 dias de suspensão provocou a recuperação do comportamento mecânico do colo femoral, mas causou alterações significativas no formato estrutural da cabeça do fêmur.

Agradecimento

Este trabalho teve apoio financeiro da CAPES através de bolsa de estudo e da FAPESP (processo: 2003/13022-0).

Referências

[1] TURNER, R.T. Mechanical signaling in the development of postmenopausal osteoporosis. *Lupus*. 8:388-92, 1999.

[2] HOLICK, M.F. Perspective on the impact of weightlessness on calcium and bone metabolism. *Bone*. 22(5):105-11, 1998.

[3] SCHNEIDER, V.C. *Bones and their responses.* Valencia, Mobiltape Co., 1994.

[4] ASTRAND, P.O. and RODAHL, K. *Tratado de fisiologia do exercício*. 2. ed. Rio de janeiro: Editora Interamericana, 1980.

[5] SILVA, A.V. *Modelo de simulação de microgravidade e seu efeito em algumas propriedades mecânicas do osso do rato*. Ribeirão Preto, Dissertação (Mestrado) – Interunidades Bioengenharia, Universidade de São Paulo, 2002.

[6] KASPER, C.L., WHITE, T.P. and MAXWELL, L.C. Running during recovery from hindlimb suspension induces muscular injury. *J Appl Physiol.* 68:533-39, 1990.

[7] MOREY-HOLTON, E.R. and GLOBUS, R.K. Hindlimb unloading of growing rats: a model for predicting skeletal changes during space flight. *Bone*. 22(5):83-8, 1998.

[8] KELLER, T.S., SPENGLER, D.M. and CARTER, D.R. Geometric, elastic, and strutural properties of maturing rat femora. *Journal of Orthopaedic Research*. 4:57-67, 1986.

[9] MATSUMOTO, T., NAKAYAMA, K., KODAMA, Y., FUSE, H., NAKAMURA, T. and FUKOMOTO, S. Effect of mechanical unloading and reloading on periosteal bone formation and gene expression in tail-suspended rapidly growing rats. *Bone*. 22(5):89-93, 1998.

[10] LARA, M.A.P., (2003). *Algumas propriedades mecânicas do músculo gastrocnêmio de ratas submetidas a um modelo de hipoatividade e tratadas com exercitação.* Ribeirão Preto, Dissertação (Mestrado) – Interunidades Bioengenharia, Universidade de São Paulo, 2003.

[11] NORMAN, T.L., BRADLEY-POPOVICH, G., CLOVIS, N., CUTLIP, G. and BRYNER, R.W. Aerobic Exercise as a countermeasure for microgravity-induced bone loss and muscle atrophy in a rat hindlimb suspension model. *Aviat Space Environ Med*, 71(6):593-98, 2000.

PROPRIEDADES MECÂNICAS DE CORPOS DE PROVAS DE OSSO CORTICAL DE FÊMURES DE RATAS OVARECTOMIZADAS

M. M. Shimano*, V. A. Castania*, S. G. Novais* e J. B. Volpon*

* Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP, Ribeirão Preto, Brasil

e-mail: mmshimano@yahoo.com.br

Abstract: The rats has been used as an animal model to study the mechanical behavior of the muscle-squeletal system, but methodological techniques must be developed in order to archieve more precise results. In this research we present a method to mechanically test specimens obtained from the diaphysis of the rat femur, both in normal bones and in osteoporotic bones obtained by ovarectomy. The method was easy perfomed and new precise data were obtained. The induced osteoporosis caused a significant reduction in the mechanical properties of the cortical bone.

***Palavras Chaves*: Corpo de prova; Fêmur; Ratas; Ovarectomia.**

Introdução

Os ratos são animais utilizados como modelos experimentais para estudos da osteoporose, provocado por indução de osteopenia por meio da imobilização, deficiência hormonal, deficiência de cálcio ou pela combinação deles [1]. Sendo a ovarectomia um dos principais métodos utilizados para simular os efeitos da deficiência hormonal da estrutura óssea, verificada na menopausa.

O conhecimento das propriedades mecânicas de um material ou de uma estrutura é de grande importância para caracterizar seu comportamento frente aos esforços de natureza mecânica. A função estrutural dos ossos é essencial para a sobrevivência da espécie, pois serve de suporte para o corpo, protege órgãos vitais e, mediante a ação dos músculos, atuam como alavancas que efetuam a movimentação do corpo. Como conseqüência, estão constantemente sujeitos a vários tipos de tensões [2]. Portanto, o conhecimento de possíveis alterações de suas propriedades mecânicas faz-se necessário.

Os ensaios de flexão em três pontos em tíbias e fêmures inteiros de ratos são utilizados por vários pesquisadores para verificar alterações no tecido ósseo provocadas por agentes físicos, químicos, dentre outros. Estes ensaios focalizam a região diafisária dos ossos, que é composta principalmente por osso cortical [3] [4]. Porém, os resultados podem ser influenciados pela variação da área transversal ao longo do comprimento do osso. Sendo assim, a utilização de corpos de prova poderia satisfazer a necessidade de padronização das medidas dos ossos a serem ensaiados, proporcionando resultados mais confiáveis.

Portanto, o principal objetivo deste trabalho surgiu da necessidade de desenvolver metodologias mais precisas de análises mecânicas em osso cortical de ratos. E, uma vez definidas e comprovadas que são válidas, elas poderão ser aplicadas em outros trabalhos, como métodos mais precisos de análises, criando-se, com isso, um aprofundamento e um refinamento no estudo das propriedades mecânicas de ossos longos de animais de pequeno porte.

Materiais e Métodos

Foram selecionadas 20 ratas da variedade Wistar, com peso médio de 250g e divididas em dois grupos experimentais de 10 animais cada. O primeiro grupo (CONT) correspondeu ao grupo controle, cujos animais não foram submetidos a nenhum tipo de tratamento. E no segundo grupo (OVX) as ratas foram ovarectomizadas para indução da osteopenia.

Segundo Kalu [5] a osteopenia em ratos se manifesta um mês ou menos após a ovarectomia. A técnica utilizada foi de acordo com Zarrow [6].

Após a realização da ovarectomia, os animais permaneceram em gaiolas com dois ou três animais em cada e tiveram livre acesso à água e ração. Os animais dos dois grupos foram observados por 45 dias.

No final do período de observação, os animais foram eutanasiados com dose excessiva de anestésico (tiopental). Os dois membros posteriores foram retirados e os fêmures dissecados, pesados e identificados, para então, serem envolvidos em gaze embebida em solução fisiológica e conservados a -20°C.

De cada par de ossos do mesmo animal, o fêmur direito foi utilizado para retirada do corpo de prova de osso cortical e o fêmur esquerdo para o ensaio de flexão no osso inteiro.

Doze horas antes do início do processo de obtenção dos corpos de prova, os fêmures foram retirados da temperatura de -20°C e passados para uma geladeira com temperatura média de 1°C e, duas horas antes, os fêmures foram passados para uma temperatura ambiente que variou entre 25°C e 27°C, para entrar em equilíbrio térmico com o meio ambiente.

Obtenção do corpo de prova

O corpo de prova foi obtido da face anterior da região central da diáfise, como apresentado na Figura 1

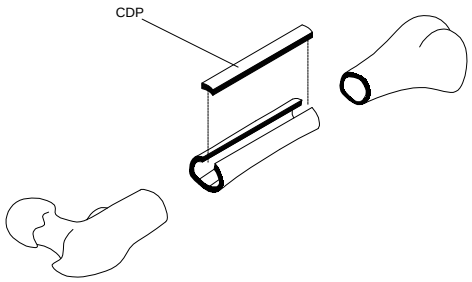


Figura 1: Obtenção do corpo de prova de fêmures.

Para a obtenção do corpo de prova, foram realizadas as seguintes etapas:

1) Primeiramente foram feitas marcações no fêmur. Uma no meio e depois mais duas à distância de 6mm a partir do centro do fêmur. Após a marcação, foi realizado um corte transversal para retirada da porção proximal do fêmur. O corte foi feito numa máquina para cortar material biológico, equipado com um disco diamantado de 75mm de diâmetro e 0,25mm de espessura (Figura 2).



Figura 2: Corte realizado para retirada da parte proximal dos fêmures.

2) O restante do osso foi preso num acessório e posicionado numa cortadeira metalográfica ISOMET 1000 – marca BUEHLER®, que foi equipada com dois discos diamantados e serrilhados, de 0,25mm de espessura e 75mm de diâmetro. A função principal do serrilhado dos discos foi ajudar na refrigeração, que segundo Cowin [7] é um fator importante no momento da retirada do corpo de prova de ossos. Os discos foram posicionados paralelamente com um espaçador de 1,4mm de espessura entre eles. A velocidade dos discos de corte foi de 300rpm. E este corte foi realizado até a terceira marcação (Figura 3).

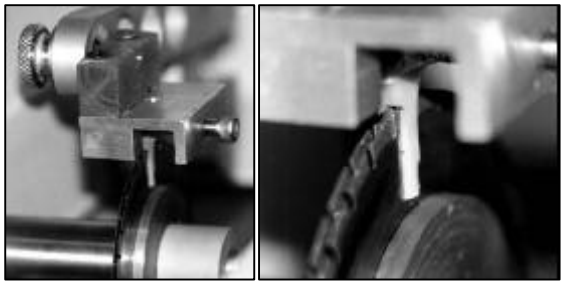


Figura 3: Detalhes da realização de cortes paralelos no eixo longitudinal dos fêmures.

3) Finalmente, foi feito outro corte transversal na marca mais distal para retirada do corpo de prova (Figura 4).

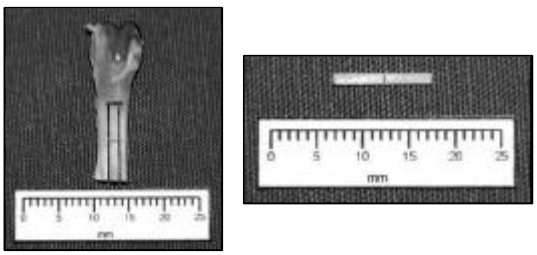


Figura 4: Final da retirada do corpo de prova.

Ensaio de flexão do corpo de prova

Após a retirada do corpo de prova, foram feitas as medidas dimensionais. Para a realização destas medidas, foram utilizados um paquímetro digital (precisão de 0,01mm) e um micrômetro digital (precisão de 0,001mm), ambos da marca MITUTOYO®.

Devido ao tamanho do corpo de prova, foi confeccionado um acessório para a realização dos ensaios de flexão (Figura 5).

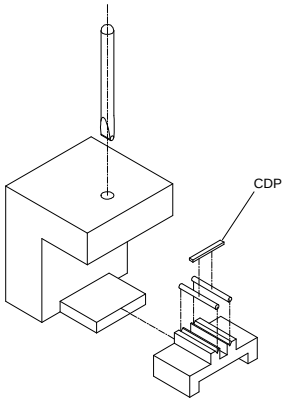


Figura 5: Acessório utilizado para realização do ensaio de flexão em três pontos.

O corpo de prova foi colocado sobre os dois cilindros de apoio, com o pino de aplicação de carga posicionado no centro do mesmo (Figura 6).

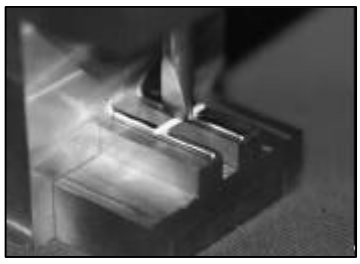


Figura 6: Posicionamento do corpo de prova no acessório da figura 5.

E todo este conjunto foi acoplado numa máquina universal de ensaio da marca EMIC®-100KN equipada com uma célula de carga com capacidade máxima de 5Kg. A velocidade de aplicação de carga foi de 0,1mm/min.

Deste ensaio puderam ser calculadas a tensão máxima, o módulo de elasticidade e o módulo de tenacidade, de acordo com Souza [8].

- Tensão máxima – é o valor máximo da tensão de tração ou compressão nas fibras extremas do corpo de prova durante o ensaio de flexão.

$$s_{max} = \frac{Mc}{I} \qquad (1)$$

Onde: M é o momento máximo de dobramento, calculado pela carga máxima atingida no ensaio (F_{max}) e a metade da distância entre os apoios ($L/2$); c é a distância da linha neutra de força até o ponto de aplicação da força; I é o momento de inércia inicial da secção transversal do corpo de prova.

Para secção retangular, a equação (1) ficará:

$$s_{max} = \frac{3F_{max}L}{2bh^2} \qquad (2)$$

- Módulo de elasticidade – é a medida da rigidez do material. Quanto maior este módulo, menor será a deformação elástica resultante da aplicação de uma tensão e mais rígido será o material. De acordo com Timoshenko [9] o módulo de elasticidade do material obtido de um corpo de prova com secção transversal retangular, é dado por:

$$E = 0{,}25\frac{FL^3}{ybh^3} \qquad (3)$$

Onde y é a deflexão (flecha) medida para cada carga F aplicada.

Ensaio de flexão do fêmur inteiro

Para o ensaio do fêmur inteiro foi utilizado o mesmo acessório da figura 5, mas com outra base de apoio, cuja distância entre os apoios foi de 20mm (Figura 7). Foi utilizada uma célula de carga de 50Kg. A velocidade de aplicação de carga foi a mesma do ensaio no corpo de prova (0,1mm/min).

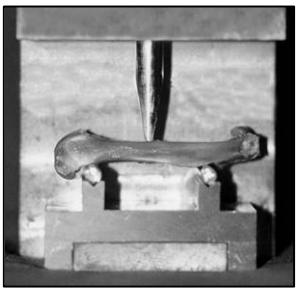


Figura 7: Posicionamento do fêmur inteiro no acessório.

Deste ensaio foram obtidas a rigidez, a força máxima, a deflexão até a força máxima, a força no limite elástico e a deflexão no limite elástico. Estas propriedades são utilizadas por outros pesquisadores.

Resultados

O peso corporal dos animais do grupo OVX foi de 383±61g e que foi significativamente maior (p=0,0001) do que os 286±15g apresentados pelo grupo CONT. O peso dos fêmures direito e esquerdo do grupo OVX foi estatisticamente maior que o peso dos fêmures do grupo CONT. O peso do fêmur direito do grupo OVX foi de 1,23±0,18g e o do grupo CONT foi de 1,00±0,10g (p=0,0023). E o peso do fêmur esquerdo foi de 1,21±0,16g no grupo OVX e 1,03±0,08g no grupo CONT (p=0,0049).

As análises estatísticas foram feitas no programa Instat® v.3.00 da GraphPad Software, com nível de significância de 5%.

Ensaio de flexão no corpo de prova (Fêmur direito)

Os resultados obtidos dos ensaios de flexão em três pontos realizados nos corpos de provas estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Propriedades mecânicas do ensaio em três pontos dos corpos de provas de osso cortical de fêmures de ratas.

	OVX (Média±D.P.)	CONT (Média±D.P.)	Nível de significância
Tensão máxima (MPa)	196,74±30,54	223,22±22,51	p=0,0405
Módulo de elasticidade (GPa)	11,03±3,14	13,49±1,91	p=0,0482

O cálculo do módulo de elasticidade foi determinado entre as forças aplicadas de 1N até 6N, pois, foi observado que entre estes valores, os gráficos apresentaram uma relação tensão-deflexão mais linear.

Todas as propriedades mecânicas do grupo OVX foram estatisticamente menores.

Ensaio de flexão no fêmur inteiro (Fêmur esquerdo)

Os resultados obtidos dos ensaios de flexão em três pontos realizados nos fêmures inteiros estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2: Propriedades mecânicas do ensaio em três pontos dos fêmures inteiros de ratas.

	OVX (Média±D.P.)	CONT (Média±D.P.)	Nível de significância
Rigidez ($x10^3$ N/m)	238,24±44,53	200,18±37,59	p=0,0536 ns
Força Máxima (N)	103,93±22,22	73,28±6,05	p=0,0005
Deflexão até a força máxima ($x10^{-3}$ m)	0,714±0,141	0,628±0,099	p=0,1297 ns
Força do limite elástico (N)	61,99±14,60	48,81±4,82	p=0,0143
Deflexão do limite elástico ($x10^{-3}$ m)	0,248±0,052	0,247±0,073	p=0,9623 ns

Algumas propriedades mecânicas não apresentaram diferença significativa (ns), mas todas do grupo OVX foram maiores que do grupo CONT.

Discussão

A metodologia para retirada do corpo de prova é de fácil execução. Mas, devido às pequenas dimensões do corpo de prova, deve-se ter cuidado no seu manuseio, para não danificar sua estrutura.

E para realizar as medidas dimensionais dos corpos de prova, deve-se ter muita atenção, pois, elas irão influenciar diretamente nos resultados.

A tensão máxima e o módulo de elasticidade calculados por meio do ensaio mecânico nos corpos de prova, representam um conjunto de dados que podem definir o comportamento mecânico do tecido ósseo estudado. As fórmulas demonstradas para estas propriedades são apenas para ensaios de flexão em três pontos em corpos de prova com secção transversal retangular. Para outros tipos de ensaios e outras secções, as fórmulas deverão ser modificadas.

Os animais do grupo OVX tiveram um aumento significativo de peso, com relação ao grupo CONT, o mesmo observado por outros pesquisadores [1] [10].

Comparando os resultados obtidos nos dois métodos de ensaios, verificamos que houve uma diferença significativa. No ensaio do fêmur inteiro, o grupo OVX apresentou melhores propriedades que o grupo CONT, mas no ensaio do corpo de prova o grupo OVX teve suas propriedades mecânicas menores do que o grupo CONT. A provável explicação para esta diferença é que para suportar o aumento do peso do animal castrado, a estrutura óssea aumentou suas dimensões geométricas, mas não manteve a mesma qualidade do tecido. Isto pode ter ocorrido devido ao pouco tempo de ovarectomia.

Talvez o ponto mais crítico da osteopenia provocada pela ovarectomia seja durante as primeiras semanas, pois, em trabalhos que não foram encontradas diferenças físico-químicas no tecido cortical, o tempo de ovarectomia variou de 3 meses a um ano [10] [11]. Daí o grande interesse na realização de um estudo para avaliar a qualidade do tecido ósseo nas primeiras semanas de ovarectomia.

Esta nova metodologia de análise poderá ser empregada em todos os experimentos que utilizam fêmures de ratos para verificar alterações no tecido ósseo provocadas por agentes físicos, químicos, dentre outros.

Conclusão

A análise mecânica nos corpos de provas de fêmures de ratas, mostrou que a osteopenia provocada por ovarectomia, no período de 45 dias, também é significativa nos ossos corticais.

Agradecimentos

Este trabalho teve apoio financeiro da CAPES através de bolsa de estudo e da FAPESP (processo: 2003/13022-0).

Referências

[1] HOGAN, H.A., RUHMANN, S.P. and SAMPSON, H.W. The mechanical properties of cancellous bone in the proximal tibia of ovariectomized rats. *Journal of Bone and Mineral Research.* 15(2):284-92, 2000.

[2] SHIMANO, M.M., SHIMANO, A.C. and VOLPON, J.B. Histerese de femurs de ratas submetidos a ensaio de flexão, em diferentes faixas etárias. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. 18(2):89-97, 2002.

[3] MOREY-HOLTON, E.R. and GLOBUS, R.K. Hindlimb unloading of growing rats: a model for predicting skeletal changes during space flight. *Bone.* 22(5):83-88, 1998.

[4] VADJA E.G., BOWMAN, B.M. and MILLER, S.C. Cancellous and cortical bone mechanical properties and tissue dynamics during pregnancy, lactation and postlactation in the rat. *Biology of reproduction.* 65:689-95, 2001.

[5] KALU, N.D. The ovariectomized rat model of postmenopausal bone loss. *Bone and Mineral*. 15:175-92, 1991.

[6] ZARROW, M.X., et al. *Experimental Endocrinology: a sourcebook of basic techniques*. New York, Academic Press, pp. 39-40, 1964.

[7] COWIN, S.C., *Bone Mechanics*, CRC Press, Florida, 1989.

[8] SOUZA, S.A. *Ensaios mecânicos de materiais metálicos*. São Paulo, Ed. Edgard Blücher LTDA, 1982.

[9] TIMOSHENKO, S. and NORONHA, A.A. *Resistência dos materiais*, Rio de Janeiro: Gertum Carneiro, 1945.

[10] DANIELSEN, C.C. and MOSEKILDE, L., SVENSTRUP, B. Cortical bone mass, composition, and mechanical properties in female rats in relation to age, long-term ovariectomy, and estrogen substitution. *Calcif Tissue Int*, 52:26-33, 1993.

[11] WRONSKI, T.J., et al. Long-term effects of ovariectomy and aging on the rat skeleton. *Calcif Tissue Int*. 45:360-66, 1989.

AVALIAÇÃO DA FADIGA MUSCULAR COMO FUNÇÃO DO LACTATO EM PARAPLÉGICOS SUBMETIDOS À ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR

P. Nohama & R. M. Macedo

CEFET-PR/CPGEI, Curitiba, Brasil

e-mail: percy@cpgei.cefetpr.br

Abstract: This paper presents a research on muscular fatigue evoked by neuromuscular electrical stimulation (NMES). Ten paraplegic volunteers underwent to the experimental protocol during 5 sessions lasting 15 minutes of NMES application. Parameters settings: burst frequency of 40 Hz, on-cycle of 20 ms, active period pulse of 800μs, and trapezoid waveform profile with ascending and descending phases of 2s, plateau of 5s, and rest time of 1s. On each 5 minutes it was measured lactate and motion amplitude parameters. It was concluded that NMES does not generate metabolic fatigue, being the decrease in the motion magnitude related to synaptic fatigue.

Palavras Chave: **lesão medular, estimulação elétrica neuromuscular, lactato, fadiga, paraplegia.**

Introdução

A reabilitação de indivíduos que sofreram lesão medular (LME) tende a ser lenta e progressiva, exigindo muito de uma equipe multidisciplinar, particularmente, da fisioterapia. O programa de tratamento fisioterapêutico para os indivíduos paraplégicos envolve exercícios na cama, colchonete e na cadeira de rodas, passando por um trabalho específico de transferências entre superfícies até chegar ao ortostatismo. A marcha funcional é considerada a última etapa. Com o auxílio de órteses e o avanço tecnológico, a deambulação deixou de ser uma utopia para essas pessoas, tornando-se uma realidade emergente, ainda exeqüível [1]. A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) tem sido utilizada para promover atividades na posição ortostática e movimentos deambulatórios [2].

O avanço das estratégias estimulatórias permite, atualmente, que um lesado medular adote a posição ortostática e deambule com o auxílio de órteses. Há paraplégicos que empregando a estimulação elétrica são capazes de ficar em pé por períodos de até 45 min e podem caminhar por distâncias de até 1500 m. A partir disso, a fadiga muscular impede a continuação da atividade [2].

Em décadas passadas, foram desenvolvidos aparelhos que associavam a EENM com dispositivos para verificar a amplitude de movimento (ADM) atingida durante a aplicação da corrente elétrica, procurando, desta forma, observar a interferência da fadiga no método [3],[4]. Mas as dificuldades para desenvolvimento desses projetos não se limitaram apenas aos aspectos ergonômicos, estando também presentes uma correta modulação da corrente produzida pelo sistema de estimulação e a fadiga muscular produzida pelo método. Uma adequada modulação da corrente pode promover um melhor recrutamento de unidades motoras e, com isso, um melhor aproveitamento no momento da contração muscular. Esse recrutamento muscular pode ser analisado por meio do torque alcançado durante a contração [5]. Nos resultados obtidos por Guirard & Rabischong, 1993, o torque produzido durante as contrações promovidas pela estimulação elétrica decaía à medida que o tempo passava e a musculatura do indivíduo entrava em fadiga, acarretando em um menor recrutamento de unidades motoras [4].

A fadiga muscular como conseqüência da contração voluntária é bem conhecida, porém, é um fenômeno complexo e não totalmente entendido. Sabe-se que é proporcional à intensidade da contração e ao tempo de aplicação [6]. A contração muscular prolongada mostra um aumento no recrutamento de unidades motoras para manter a mesma força muscular à medida em que ocorre a fadiga [5]. Assim sendo, deve-se esperar que a estimulação elétrica do músculo pelo nervo motor leve rapidamente a musculatura estimulada à fadiga, já que um conjunto fixo de unidades está sendo estimulado, com as fibras rápidas do tipo II sendo selecionadas preferencialmente [7].

Inúmeros estudos realizados demonstram a preocupação em diagnosticar a fadiga muscular induzida pela EENM [8],[6],[9],[10]. Porém, nenhum dos pesquisadores descreve a importância em diagnosticar se a fadiga é sináptica ou metabólica, o que pode interferir na seqüência do programa de tratamento dos indivíduos. Por isso, a pesquisa descrita neste artigo teve por objetivo o aprofundamento dos estudos sobre a fadiga muscular induzida pela corrente elétrica, procurando quantificar a fadiga metabólica através da medida do lactato produzido, o que pode favorecer, por exemplo, a definição do tempo de aplicação do método, intervalo entre aplicações e a intensidade da corrente.

A fadiga muscular metabólica é determinada pela concentração de ácido lático formado a partir da glicólise anaeróbia, que provoca queda do pH

sangüíneo, levando o organismo a uma acidose metabólica e limitando qualquer atividade [11].

Sendo assim, a fadiga é proporcional ao acúmulo de ácido lático no organismo e, uma vez quantificada a concentração de ácido lático no sangue, quantifica-se o grau de fadiga metabólica do indivíduo [12].

Materiais e Métodos

Para a realização da pesquisa proposta, foram selecionados 10 voluntários paraplégicos, com mais de um ano de lesão, homens, sem lesões de pele ou úlceras de pressão nos membros inferiores (MMII). Desses indivíduos, sete apresentavam lesão medular incompleta e três completa, conforme avaliação e diagnóstico fisioterapêutico. O protocolo experimental foi aprovado pelo Comitê de Ética Médica da PUC-PR.

Para a avaliação da motricidade foi utilizada a tabela da ASIA (*American Spinal Injury Association*) [13] onde a força muscular é classificada de 0 à 5, de e são considerados lesados incompletos aqueles que produzem força muscular ≥ 2.

O estimulador elétrico utilizado possui 16 canais estimulatórios ajustados independentemente, modulados em amplitude e controlados por uma interface gráfica amigável com o usuário; apresenta uma duração de pulso que varia de 0,15 a 10 ms, freqüência de pulsos variando entre de 100 a 5000 Hz, freqüência de trens de pulsos entre 1 e 100 Hz e amplitude ajustável de 0 a 230 Vp. Durante o protocolo de eletroestimulação, foram utilizados quatro canais e cinco eletrodos auto-adesivos, sendo dois dispostos no vasto medial, dois no reto femoral e outro no vasto lateral (referência). Para avaliação da produção de lactato, foi utilizado um lactímetro portátil da marca ACCUSPORT, três caixas de fita de lactato descartáveis da BM-lactate e um lancetador com lancetas B-D para a realização dos furos na ponta dos dedos. Para análise da ADM, empregou-se um goniômetro da marca CASSI.

A aplicação do protocolo experimental transcorreu durante uma série de 5 sessões estimulatórias, em que se mediu as variações de lactato e ADM como função da estimulação elétrica, onde a amplitude do estímulo foi ajustada para ultrapassar o limiar de contração, produzindo efetivamente o movimento de extensão de joelho. Buscou-se, com isso, verificar a existência de fadiga metabólica induzida pela estimulação elétrica. O limiar de lactato representa o limite do consumo de energia entre o sistema aeróbio e o sistema anaeróbio [7].

Os parâmetros ajustados no estimulador foram: freqüência dos trens de pulso (*bursts*) em 40 Hz, com período ativo de 20 ms dividido em 20 pulsos de 1 ms contendo pulsos de 800 μs de duração e 200 μs em repouso, com um intervalo *interburst* de 5 ms; envoltória trapezoidal com repouso inicial de 0.5 s, período de subida de 2s, platô de 5s, rampa de descida de 2s e repouso final de 0.5 s. Para a realização dos testes de lactato, realizou-se a assepsia da ponta do dedo indicador do paciente com gaze e álcool. Em seguida, foi coletada uma gota do sangue da ponta do dedo indicador do voluntário, sendo depositada sobre o local destinado na tira descartável de medição de lactato. Enquanto se processava o valor do lactato, foi realizada a goniometria do movimento de extensão do joelho do paciente.

O experimento procurou potencializar o tônus muscular e aumentar a resistência localizada do indivíduo, uma vez que o tempo de aplicação do método estendeu-se por 15 min contínuos, intervalo suficiente para desencadear a anaerobiose no indivíduo em decorrência da intensidade empregada, sendo os testes de lactato e a goniometria realizados no repouso (previamente à aplicação da corrente elétrica), no quinto, décimo e décimo quinto minutos de aplicação.

Resultados

Os valores médios obtidos no trabalho foram normalizados (relativos) em repouso, no quinto, no décimo e no décimo quinto minuto da aplicação do protocolo. Para o lactato, foi criada a URL (unidade relativa de lactato), obtida pela divisão entre o valor de lactato obtido e o lactato em repouso. Para a ADM, foi criada a URADM (unidade relativa de ADM), obtida através da divisão da ADM obtida pela ADM de repouso.

Na Figura 1 (voluntários lesados completos), optou-se pela regressão linear a partir da qual definiu-se a equação da reta no intervalo considerado, de acordo com os valores médios. A equação corresponde a y = -0,008x + 1,96.

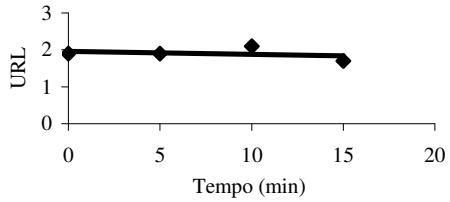


Figura 1: variação da produção média de lactato em voluntários lesados completos.

A Figura 2 ilustra a resultante do processo de fitagem por meio de regressão polinomial de terceira ordem, para verificar a correlação entre a produção de lactato e o tempo, em lesados incompletos.

Ao contrário do suposto previamente à realização do trabalho, o lactato acumulado durante o protocolo desenvolvido não apresentou um incremento importante com o passar do tempo, ou seja, não ultrapassou o limiar estável de lactato. Na Figura 2, constata-se que com o passar do tempo a URL sobe, indicando que com um período de tempo maior de aplicação do protocolo, o limiar estável de lactato poderia ser rompido, gerando, conseqüentemente, o processo de fadiga metabólica.

Nas Figuras 3 e 4 foram utilizados também os métodos matemáticos de fitagem de curva por meio de regressão polinomial de segunda e terceira ordem,

respectivamente, para correlacionar o tempo de aplicação do método à ADM medida.

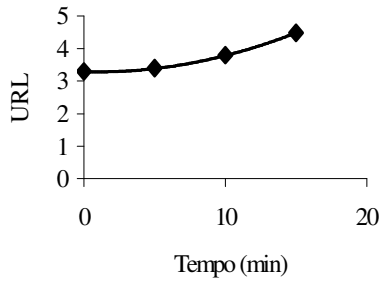


Figura 2: variação da produção média de lactato em voluntários lesados incompletos.

O gráfico da Figura 3 denota uma variação logarítmica ascendente e lenta da ADM medida. Isto indica que com o passar do tempo a ADM, para a extensão do joelho, decai, o que pode significar um processo de acomodação de estímulo ou fadiga sináptica.

No gráfico da Figura 4 verifica-se uma acentuada redução da URADM entre o repouso e o quinto minuto de aplicação do protocolo, o que sugere um rápido processo de fadiga sináptica. A partir do quinto minuto existe uma pequena variação entre os valores medidos, o que sugere o estabelecimento da fadiga.

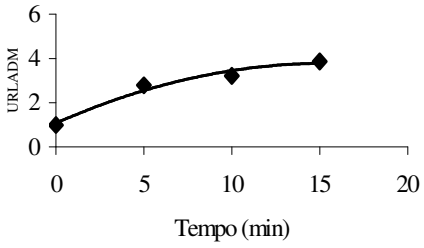


Figura 3: Variação da URADM em pacientes lesados incompletos.

Discussão

Com relação aos resultados obtidos, constata-se que os voluntários com lesão medular completa não apresentaram valores significativos de produção de lactato, não atingindo o limiar de lactato ou limiar anaeróbio. Além disso, atingiram pequenas ADMs, que decaíram com o transcurso do protocolo, tal como ocorreu no estudo de Mizrahi & Susak, 1989 [3]. Quando a junção mioneural é estimulada eletricamente, ocorre a despolarização da fibra nervosa.

A partir disso, há ativação das vesículas sinápticas que se aderem à parede nervosa liberandoneuro-transmissores na fenda sináptica, principalmente, a acetilcolina [5]. A partir disso, são recrutados os neuro-receptores que se aderem à acetilcolina. Através dos túbulos "T", despolariza-se a fibra muscular levando-a à contração.

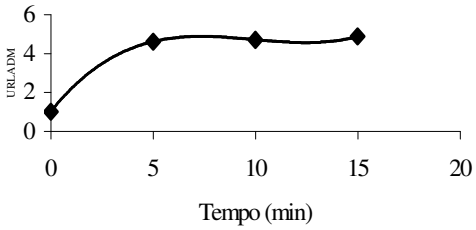


Figura 4: variação da URADM em pacientes lesados completos.

Quando não existem neuro-receptores suficientes para atender à demanda de neurotransmissores, ocorre o fenômeno da fadiga sináptica, onde não há condução de estímulo por excesso desses em fenda sináptica e ausência de neuro-receptores [2]. O reflexo deste fenômeno é a queda na ADM atingida. Fisiologicamente, isto pode ser afirmado pelo fato que neste grupo de indivíduos não se atingiu o limiar anaeróbio ou limiar de lactato, definido por Heck et al., 1985, como uma produção mínima de 4.0 mmol [14]. Assim sendo, a queda de ADM neste grupo não pode estar relacionada à fadiga metabólica.

Para a realização da pesquisa, utilizou-se uma classificação variável para a determinação do limiar anaeróbio e uma classificação fixa para determinar o valor de referência de lactato estável, anterior ao seu incremento exponencial. A classificação variável utilizada foi a definida por Coyle, 1983, onde a variação de 1mmol sangüíneo de lactato a partir do valor de repouso caracterizaria o limiar anaeróbio [15]. Já a classificação fixa empregada foi a definida por Heck, et al., 1985, [14], onde o valor de 4.0 mmol determina a produção estável de lactato.

No grupo dos voluntários com lesão incompleta, constatou-se uma variação maior do que 1 mmol na média dos pacientes, com relação ao lactato de repouso e o produzido no décimo quinto minuto do protocolo, caracterizando o estado de limiar de lactato, porém, não ultrapassado o nível de lactato estável.

Como os valores de lactato em repouso variaram entre os voluntários, fez-se necessário uma normalização dos valores para se verificar a relevância na alteração da média dos valores obtidos. Sendo assim, para os valores de lactato e ADM obtidos em repouso, adotou-se o valor de 1 unidade normalizada

Pelo coeficiente angular negativo da reta no gráfico 1, há uma tendência que para lesados completos, à medida que o tempo passa, a concentração de lactato não aumentará, provavelmente pelo maior aporte circulatório e, por conseqüência, maior aporte de oxigênio, suprindo o consumo exigido na área estimulada eletricamente.

Já pelo comportamento da curva mostrada no gráfico da Figura 2, há uma tendência que para lesados incompletos à medida que o tempo passe, o acúmulo de lactato aumente. Assim sendo, com o emprego da corrente elétrica por um período de tempo mais longo, o limiar estável de lactato poderá ser rompido e a fadiga

metabólica estabelecida.

É importante ressaltar que 15 min de aplicação do método é tempo suficiente para ultrapassar o limiar estável de lactato quando a atividade é realizada em alta intensidade, envolvendo vigorosas contrações musculares. A anaerobiose não atingida pode estar relacionada à queda da vigorosidade da contração muscular pela fadiga sináptica.

Este é um fato de elevada relevância porque como nos estudos de Conforto & Alessio, 1999 [8] e Chesler & Durfee, 1997 [9], foi analisado o momento em que a fadiga foi atingida e o momento da queda de *performance* muscular. Porém, o tipo de fadiga e sua implicação clínica ainda não foram abordados como objetos de estudo. Sendo assim, com a análise do lactato medido neste trabalho, pôde-se avaliar o nível de fadiga metabólica e verificar que a contribuição metabólica é pequena, senão inexistente.

Em 1997, Rabischong & Chavet realizaram um estudo onde aplicaram uma regressão linear para quantificar a fadiga, porém sem discriminá-la em sináptica ou metabólica [6]. Neste trabalho, quantificou-se a fadiga metabólica dos paraplégicos de forma objetiva, o que pode contribuir sobremaneira com o emprego da técnica de EENM.

Nas Figuras 3 e 4 constata-se queda nos valores de URADM medidos, destacando-se a variação entre o repouso e o quinto minuto. Porém, esta queda da ADM não é acompanhada de uma maior produção de ácido lático, o que evidencia a permanência dos sistemas de fontes de energia no sistema aeróbio. Desta forma, pode-se afirmar que o lactato não interferiu como elemento de fadiga para a queda de ADM.

Conclusão

Portanto, conclui-se que o método aplicado através do protocolo experimental desenvolvido, em quadríceps femoral de paraplégicos (tanto lesados completos quanto incompletos) durante o intervalo de 15 min, não induz à fadiga metabólica, permitindo, assim, séries de treinamento com esse período de duração para maximizar o tônus muscular e o aporte circulatório periférico. Para lesados completos, não existe uma tendência que a aplicação do método durante um mais longo período de tempo induza à fadiga muscular metabólica, podendo ser empregado sem receio de provocar sobrecargas articulares ou musculares. Em contrapartida, lesados incompletos apresentam tendência em aumentar a produção de lactato com o passar do tempo.

Referências

[1]. O´SULLIVAN, S., SCHMITZ, T., *Fisioterapia - Avaliação e Tratamento*. 2 ed. São Paulo: Manole, 1993.

[2] ROBINSON, A., SNYDER-MACKLER, L., *Eletrofisiologia Clínica*. 2 ed. Porto Alegre: Artmed, 2001.

[3] MIZRAHI; SUSAK, J., "Recruitment, force and fatigue characteristics of Quadriceps Muscles of Paraplegics Isometrically Activated by Surface Functional Eletrical Stimulation". *J. of Biomec*, vol. 12, pp. 130-135, 1989.

[4] GUIRARD, D., RABISCHONG, E., "Determination of Fatigue in the Electrically Stimulated Quadriceps Muscle and Relative Effect of Ischaemia". *J. Biomed. Eng*, vol. 15, pp. 200-210, 1993.

[5] LEHMKUHL, L. D., SMITH ,L.K. *Cinesiologia Clínica de Brunnstrom*. 4 ed. São Paulo: Manole,1989

[6] RABISCHONG , E., CHAVET, "Regression-based indices of Fatigue in Paraplegics Electrically Stimulated Quadriceps". *Med. Eng. Phys*., vol. 19, n. 8, pp. 749-754, 1997.

[7] LOW, J., REED, A. *Eletroterapia Explicada-Princípios e Prática*. 3 ed. São Paulo: Manole, 2001.

[8] CONFORTO, S., ALESSIO, D. T., "Real Time Monitoring of Muscular Fatigue from Dynamic Surface Myoeletric Signals Using a Complex Covariance Approach". *Med. Eng. & Phys.,* vol. 21, pp. 225-234, 1999.

[9] CHESLER, N. C., DURFEE, W., "Surface EMG as a Fatigue During FES-induced Isometric Muscle Contractions". *J. Electrom. Kines.*, vol. 7, n. 1, pp. 27-37, 1997.

[10] WARD, A. R.; ROBERTSON, V. J." The Variation in Fatigue Rate With frequency Using kHz Frequency Alternating Current". *Med. Eng. & Phys.*, vol. 22, pp. 637-646, 2000.

[11] FOX, E. L., BOWERS, R., FOSS, M. *Bases Fisiológicas da Educação Física e dos Desportos.* 4 ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1991.

[12] DENADAI, B. S. *Avaliação Aeróbia.* São Paulo: Motriz, 2000.

[13] LECH, O., BARROS, T. N. *Exame Físico em Ortopedia.* São Paulo: Sarvier, 2001.

[14] HECK, H., "Justification of the 4,0 mmol Lactate Threshold".*Int. J. Sports Med.* vol. 6, pp.117-130, 1985.

[15] COYLE, E. F., "Blood Lactate Threshold in some Well-trained Ischemic Heart Disease Patients". *J. App. Physio: Resp in Env. Exe. Physio*. vol. 23, pp. 93-107, 1983.

SOFTWARE DIDÁTICO PARA AUXILIAR NA DOSAGEM DO ULTRA-SOM FISIOTERÁPICO

Luís E. Maggi*, Wagner C. de A. Pereira**

* UEG - Departamento de Fisioterapia, Goiânia, Brasil
** COPPE/UFRJ - Programa de Eng. Biomédica, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: luismaggi@bol.com.br wagner@peb.ufr.br

Abstract: This research has as objective to develop didactic software to aid the professional physiotherapist to have a better vision of the intensity of energy that is absorbed in each tissue layer when the therapeutic ultrasound is applied. Besides, it can also be used as a tool to study the biophysical phenomena related to UST like absorption and reflection, which is commonly neglected by the lecturers during the undergraduate course but that are indispensable for professionals who intend to apply UST.
***Palavras Chaves*: ultra-som, fisioterapia, software.**

Introdução

Desde que foi desenvolvido nos anos 50, o ultra-som terapêutico, em especial para aplicações em diatermia, tem sido largamente utilizado em tecidos como pele, músculos, ossos, e até mesmo vasos sanguíneos [1].

O principal objetivo da diatermia é a produção de uma distribuição adequada de temperatura ao longo do tecido. O ultra-som, ao se propagar pelo tecido, sofre um processo de absorção, onde a energia mecânica se transforma em calor. Uma aplicação eficiente e segura do método depende do conhecimento dos padrões de distribuição de energia absorvida.

Na rotina de tratamento, o fisioterapeuta utiliza para o cálculo da dosagem, as informações que normalmente estão contidas no próprio manual do aparelho. Este, por sua vez, se limita a apresentar tabelas com as patologias e a dosagem recomendada, sem sequer referenciar adequadamente a literatura científica. Por outro lado, os livros-texto de Eletroterapia, dão noções gerais de ultra-som e seus efeitos no tecido biológico [2,3]. Resta ao fisioterapeuta, o aprendizado empírico do método.

Vários modelos matemáticos têm sido implementados para auxiliar na compreensão do comportamento da energia e da temperatura, em aplicações de feixes ultra-sônicos contínuos [4,5]. Entretanto, o emprego desses modelos requer, muitas vezes, o conhecimento de matemática avançada, programas (softwares) complexos e inacessíveis para a comunidade da área de Saúde, além de parâmetros físicos pré-estabelecidos de difícil manipulação e muitas vezes inalteráveis.

Este trabalho apresenta um software com fins didáticos, capaz de simular o percentual de energia absorvida (a cada milímetro), para tecidos biológicos compostos por até quatro camadas, quando irradiados por ultra-som. Este software apresenta uma interface amigável e gera um gráfico no qual o usuário identifica qual a distribuição da energia absorvida ao longo da profundidade do tecido.

Modelagem Matemática

Para uma aplicação eficaz dessa tecnologia, o profissional deve contar com uma boa compreensão dos princípios biofísicos que regem a interação das ondas mecânicas com o tecido biológico. Fatores como dose, tempo de aplicação, tipo de onda (pulsada ou contínua) e calor promovido pelo ultra-som são largamente dependentes dos parâmetros físicos, como impedância acústica (Z), espessura do tecido (x) e coeficiente de absorção (α). Esses parâmetros determinam a taxa de Reflexão e Transmissão da intensidade do ultra-som na interface entre tecidos, assim como a quantidade de energia absorvida por estes [6].

Os coeficientes de Reflexão (R) e Transmissão (T) de intensidades nas interfaces entre dois tecidos (A e B), para uma onda plana em incidência normal, dependem unicamente da impedância acústica destes (Za e Zb) e são dados pelas fórmulas (equações 1):

$$R = \left(\frac{Za - Zb}{Za + Zb} \right)^2 \quad \text{e} \quad T = \frac{4.Za.Zb}{(Za + Zb)^2}, \qquad (1)$$

Quando a incidência é obliqua, as equações passam a depender do cosseno do ângulo de incidência [7].

Já a intensidade de energia ($I_{(x)}$) em uma profundidade x (cm) do tecido é dada normalmente em W/cm^2 e depende da intensidade inicial (Io), do coeficiente de absorção (α – dado em $dB.cm^{-1}.MHz^{-1}$) dada pela equação:

$$I(x) = Io.e^{-\alpha.x}, \qquad (2)$$

e a quantidade de energia que fica no tecido, ao passar de uma profundidade x_0 para x_1 é dada por $\Delta I_{(x)}$:

$$\Delta I_{(x)} = I(x_1) - I(x_0) = Io.(e^{-\alpha.x_1} - e^{-\alpha.x_0}) \quad (3)$$

Durante as aplicações do feixe ultra-sônico, este geralmente deve passar por até quatro tecidos consecutivos: (1) pele, (2) gordura, (3) músculo e (4) osso (Figura 1). As espessuras de cada um desses tecidos podem variar de pessoa para pessoa, bem como de uma região do corpo para outra, em um mesmo indivíduo. Predizer com certa precisão a intensidade de energia que deve ficar em cada tecido é de fundamental importância para otimizar o tratamento fisioterápico, para que não seja fornecida mais energia a um tecido saudável e menos ao tecido lesado, nem exceder a quantidade de energia fornecida a uma região do tecido. Entretanto, seria necessária, antes de sua aplicação, a elaboração de um cálculo relativamente complexo e de difícil interpretação para a maioria dos profissionais de saúde.

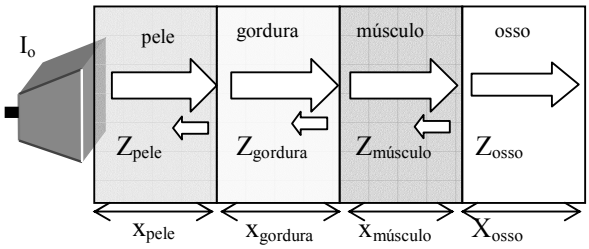


Figura 1: Esquema da passagem do ultra-som fisioterápico pelos tecidos biológicos.

O modelo de propagação aqui adotado leva em conta uma onda plana com intensidade inicial constante e que se propaga em um meio de até quatro camadas planas e paralelas. Este modelo, apesar de simples do ponto de vista da Física e da Matemática envolvidas, tem utilidade prática imediata, pois já inclui os elementos essenciais com os quais o fisioterapeuta precisa lidar [8].

Cada camada tem sua impedância acústica, coeficientes de absorção e espessura. As impedâncias acústicas são utilizadas para o cálculo dos coeficientes de Transmissão e Reflexão, com as equações (1). Por sua vez, os coeficientes R e T são utilizados para se saber o percentual de energia refletida e transmitida nas interfaces. A intensidade absorvida ao longo de cada tecido é obtida pela aplicação da equação (3).

Este trabalho tem por objetivo desenvolver um software didático que procure auxiliar o profissional fisioterapeuta a visualizar a intensidade de energia ultra-sônica distribuída ao longo dos tecidos, levando em consideração os coeficientes de Reflexão e Transmissão e a absorção em cada um. Parâmetros como a impedância acústica (Z), a freqüência do transdutor ultra-sônico (f), a intensidade aplicada (Io) e a espessura de cada tecido (x) são facilmente mutáveis e acessíveis ao usuário.

Materiais e Métodos

O software foi desenvolvido em ambiente Labview 6.i (*National Instruments*). Foi implementado um simulador de até 4 camadas de tecido. Para simular cada camada, o usuário pode escolher, além de sua espessura, o tipo de tecido ou um tecido ou meio hipotético, fornecendo o coeficiente de absorção e sua impedância acústica. Para simular a onda ultra-sônica, o usuário pode escolher a freqüência do transdutor ultra-sônico, que, para a maioria das aplicações terapêuticas, é de 1MHz ou 3 MHz, e sua intensidade.

O software aplica as equações de (1) a (3) e gera, para cada camada, dois tipos de gráfico: um com a curva exponencial mostrando o decaimento de energia ao longo da profundidade da camada; outro com uma escala de cores mostrando a quantidade de energia que foi absorvida em cada milímetro de tecido.

As quatro camadas são exibidas simultaneamente na tela, permitindo que se estude a distribuição da energia ultra-sônica. São exibidos também os valores de todos os parâmetros dos tecidos e do transdutor ultra-sônico e todos podem ser alterados em tempo-real.

Resultados

Na figura 2 pode-se ver um exemplo da tela do software, onde foi simulada uma aplicação ultra-sônica contendo as camadas pele (10 mm), gordura (30 mm), músculo (30 mm) e osso (30 mm), com um transdutor ultra-sônico de 1 MHz e intensidade inicial de 1,0 W/cm². Observam-se nos gráficos superiores, as exponenciais e os valores percentuais de energia que ficaram em cada camada. Também pode ser observado, através dos gráficos de cores (ou escala de cinza), que os primeiros milímetros da terceira camada (músculo) concentram mais energia que a maioria das camadas anteriores.

Na figura 3 pode-se ver um exemplo com transdutor ultra-sônico de 3 MHz e intensidade 1 W/cm², com os mesmos tecidos e espessuras que os da figura 2. Pode-se observar que, na pele (primeiros 10 mm), concentrou-se a maior parte da energia acústica sobrando pouca energia para ser distribuída nas camadas subseqüentes.

O usuário pode, assim, ter liberdade para fazer a combinação de tecidos que desejar, alterando suas espessuras, coeficientes de absorção, além da freqüência e intensidade do UST aplicados.

Discussão e Conclusão

Foi apresentado um software baseado em modelos simples de propagação de ultra-som em tecidos biológicos, para simular a distribuição de energia durante a aplicação de ultra-som terapêutico. Este software, apesar de sua simplicidade, já permite que o fisioterapeuta tenha uma compreensão da Física do processo, sendo, portanto, de grande utilidade didática. Também poderá ser usado antes da aplicação do UST na

prática, tendo, o profissional, apenas que estimar valores de espessura dos tecidos que deseja aplicar em cada região do paciente, pois uma tabela com os valores de impedância de cada tecido está sendo incorporada ao software. Este pode ser ainda enriquecido com a inclusão dos valores de temperatura esperados em cada camada e a colocação de um feixe ultra-sônico com intensidade variável espacialmente (como é o caso dos transdutores ultra-sônicos reais). Esta é uma das próximas etapas deste trabalho.

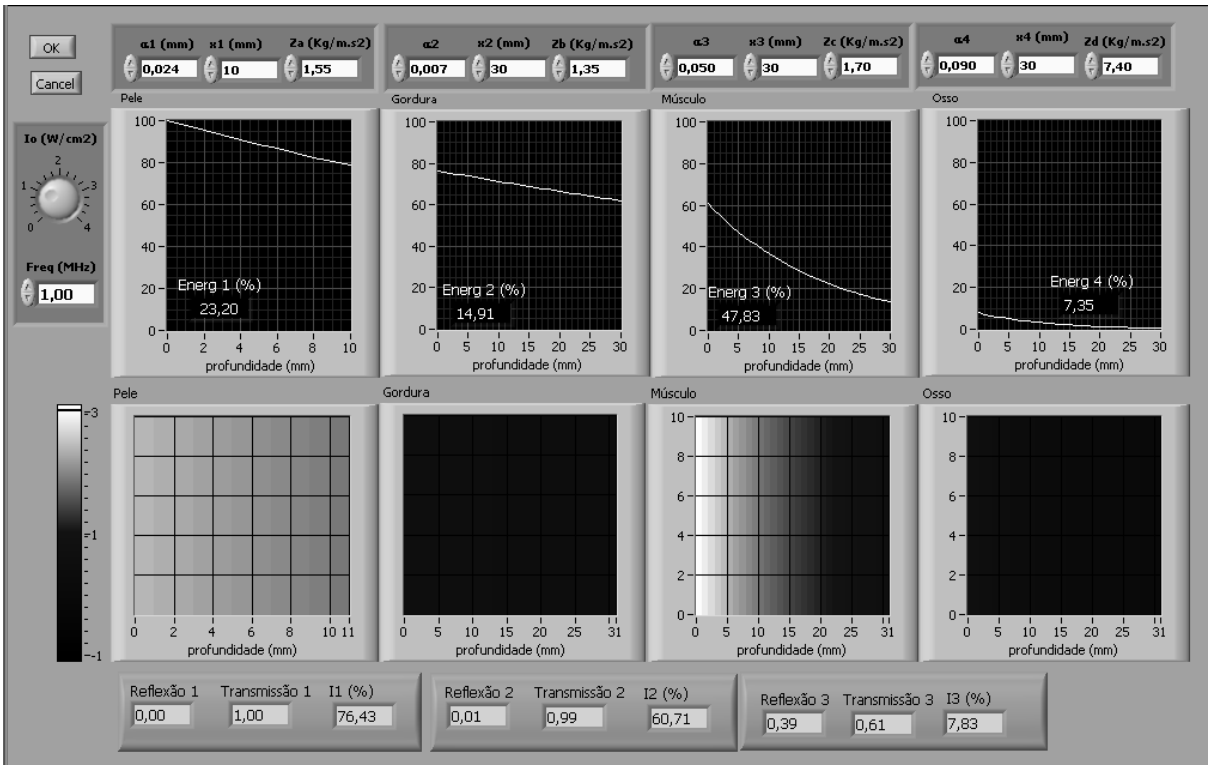


Figura 2: Simulação de 4 camadas de tecidos com UST de 1 MHz.

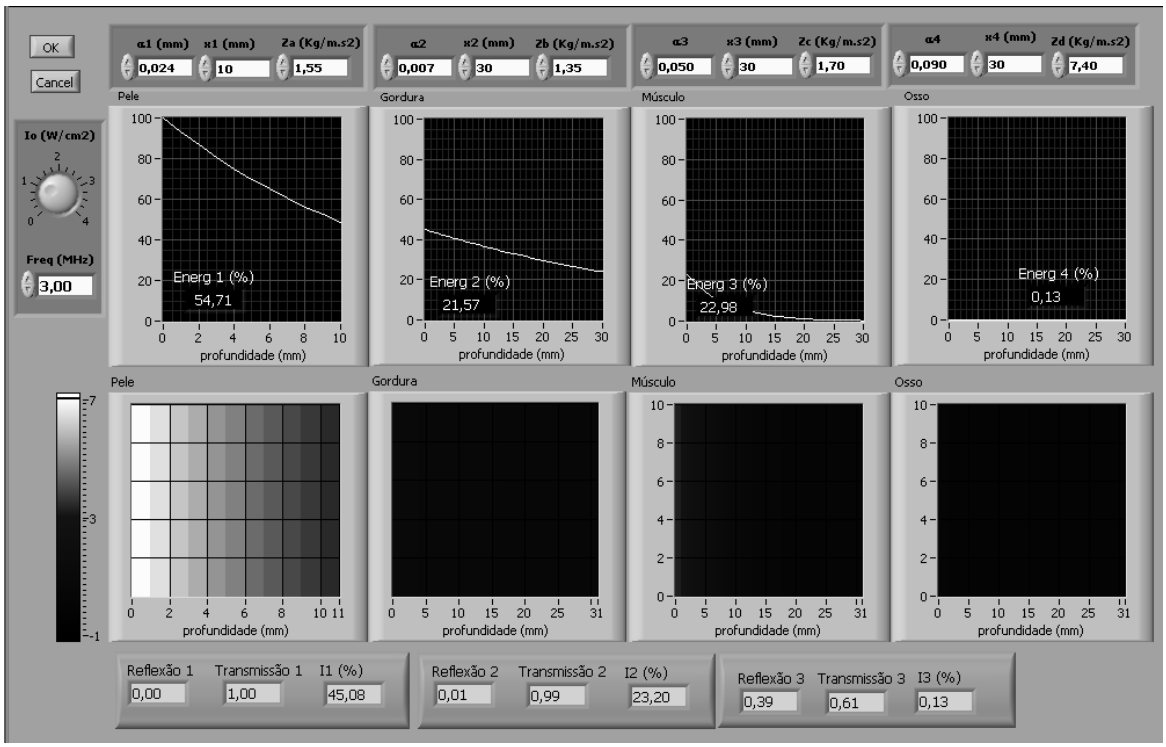


Figura 3: Simulação de 4 camadas de tecidos com UST de 3 MHz.

Referências

[1] "Evaluation of the acoustic intensity of new ultrasound therapy equipment". Internet site address: www.elsevier.com/locate/ultras acessado em 29/03/2004.

[2] YOUNG S., "Terapia por Ultra-som", in BAZIN, Sarah and KITCHEN S.: *Eletroterapia de Clayton*, 10ª ed., São Paulo: Ed. Manole, pp. 235-258, 1998.

[3] STARKEY C., "Ultra-som", in: *Recursos Terapêuticos em Fisioterapia*, São Paulo: Ed. Manole, pp. 277-311, 2001.

[4] FELONENKO E. A. and KHOKHLOVA V. A., "Effect of Acoustic Nonlinearity on Heating of Biological Tissue by High-Intensity Focused Ultrasound", Acoustical Physics, 47(4):468–75, 2001.

[5] MAKOV Yu N., "Thermal Fields and Thermal Doses in Ultrasonic Surgery: A Model of a Gaussian Focused Beam", Acoustical Physics, 47(3):333–40, 2001

[6] GUIRRO R. R. J., GUIRRO E. C. O., BREITSCHWERDT C., ELIAS D., FERRARI M., RATTO R., "As variáveis físicas do ultra-som terapêutico: uma revisão". *Revista de Ciência e Tecnologia*. 31-41, 1996.

[7] KINSLER E. L., FREY A.R., COPPENS A.B. and SANDERS J.V., "Fundamentals of Acoustics", New York: John Wiley and Sons, 3rd Edition, pp.132, 1982.

[8] LOU J., REED A., "Eletroterapia Explicada", Manole, 3ª edição, S. Paulo, pp.198, 2001.

INFLUÊNCIA DO TAMANHO DA JANELA TEMPORAL SOBRE A FREQÜÊNCIA MEDIANA DO EMG CALCULADA POR FOURIER

C. A. Gonçalves, F. W. Gastal, R. M. R. Oliveira

UnB/CFS-IB/Brasília, DF/Brasil

e-mail: cg@unb.br

Abstract: Median Frequency (MDF) is the most used parameter to track changes in surface electromyogram (sEMG) spectrum. In this study we analyze a question that has been shortly-studied until today: how the width of the temporal window influences the performance of the median frequency parameter. The sEMG signal of Bíceps Brachii Muscle of healthy subjects (10 male and 10 female) was recorded in a experimental protocol of isometric fatigue, with a load of 80% of maximum force in three elbow flexion angles (45°, 90° e 135°). We found out significant differences among MDF performance when 250 ms and 1 s window widths were tested.
Palavras Chaves: **median frequency, FFT, window length, surface emg, fatigue**

Introdução

O eletromiograma de superfície (EMG-S) é um sinal que pode ser classificado estatisticamente como não-estacionário. Por isso, é fácil verificar que esse sinal possui características temporais e frequenciais que variam ao longo do tempo [1]. No estudo específico da fadiga muscular, sabe-se que ocorrem mudanças que são dependentes do tempo [2]. Por exemplo, em contração voluntária sustentada, a Função Densidade Espectral de Potência (FDEP ou espectro) do EMG-S sofre compressão e mudança na sua forma [3]. Para acompanhar a evolução desse fenômeno, parâmetros espectrais, como a *freqüência mediana* (FMN), são os preferidos porque são os que melhor acompanham as modificações fisiológicas [4], [5], [6], [7], [8], [9].

Embora a Transformada de Fourier, TF, seja a ferramenta matemática mais freqüentemente utilizada para a obtenção do estimador estatístico desse parâmetro espectral, ela possui algumas restrições que podem limitar o seu uso no processamento de sinais biológicos. Uma delas está relacionada a uma das condições de contorno para o uso da técnica, que é a hipótese da estacionariedade do sinal: um processo aleatório pode ser considerado estacionário se os momentos estatísticos de sua função densidade de probabilidade são independentes do tempo [10]. A outra limitação é que esta ferramenta depende também do tamanho temporal da janela amostrada para o processamento. Assim, no caso de sinais estacionários, os tempos indicados para o cálculo do espectro de potência são superiores a 200 ms [6]. No entanto, quanto maior esse tempo, menor a resolução temporal, e maiores as chances de eventos breves não serem detetados [2]. Surge, assim, a necessidade de definir um valor superior para o tamanho da janela de processamento, valor esse hoje consensualmente girando em torno de 1s [15]. Para atender a essas demandas, utiliza-se uma categoria especial de TF, a Transformada de Fourier de Curta Duração, TFCD (*STFT*, em inglês) [12], usualmente calculada pelo algoritmo computacional FFT (sigla para o termo em inglês *Fast Fourier Transform*) [13].

Rapidamente surge uma questão que pode afetar diretamente a análise: se o tamanho da janela variar, mesmo que dentro de uma faixa restrita como a de 200ms-1s, o estimador da FMN do EMG terá o mesmo desempenho em termos de resolução temporal e freqüencial? Os trabalhos da literatura especializada não respondem a essa questão de forma satisfatória na medida em que os métodos de processamento não são adequadamente relatados. Neste estudo comparamos dois tamanhos de janela de processamento, 1 s e 250 ms, representando os valores extremos da faixa usualmente utilizada.

Materiais e Métodos

Participaram do protocolo experimental 20 voluntários (10 do sexo masculino e 10 do feminino), com idades entre 18 e 30 anos e que satisfizeram as seguintes condições: não possuir histórico de desordem neuromuscular e ser praticante de musculação há, pelo menos, um ano. A pesquisa foi autorizada pelo Comitê de Bioética da Universidade de Brasília. Os testes foram realizados no Laboratório Integrado/Engenharia Biomédica do Departamento de Ciências Fisiológicas do Instituto de Ciências Biológicas da UnB-Universidade de Brasília, DF, Brasil.

No primeiro momento do teste determinou-se a Força de Contração Voluntária Máxima, CVM, do Músculo Bíceps Braquial (BB) de cada voluntário.

A seguir, cada sujeito experimental submeteu-se a uma série de *sessões*. O *exercício básico* de cada *sessão* constituiu-se de uma contração isométrica do BB sustentada até a exaustão, em uma carga de 80% da CVM. A chegada à exaustão, caracterizada pela impossibilidade da manutenção da força no nível

indicado, marcou o final do exercício. As sessões eram caracterizadas por uma combinação de um dos 3 ângulos de flexão do cotovelo, 45^0, 90^0 e 135^0, com um dos braços, dominante e não-dominante. Dessa forma, cada voluntário teve que realizar 6 sessões. O intervalo entre as sessões foi de 24 horas, para que o músculo se recuperasse da fadiga.

Para a captação do EMG-S utilizamos eletrodos adesivos (602, Kendall, EUA) associados a um sistema de amplificação diferencial (RPS 107, Grass Instruments, EUA) com freqüências de corte entre 10 Hz e 1000 Hz e com ganho de 2000. O par de eletrodos foi posicionado na linha média do braço, à distância de dois terços da medida entre o acrômio e a fossa cubital, com a origem no acrômio. A preparação da pele foi feita com álcool, limpando-se o sítio de registro até que a impedância intereletrodos fosse igual ou inferior a 30 KΩ. A partir do amplificador, os sinais analógicos de EMG foram enviados, por cabo, até um computador equipado com uma interface Conversora Analógico-Digital (CA/D) (National Instruments, EUA). O programa de aquisição de dados foi o NiDaq (National Instruments, EUA) e a freqüência de amostragem foi de 2 KHz. Antes do cálculo do periodograma, o sinal digital passou por uma filtragem passa-faixa entre 20 Hz e 250Hz, implementado por um filtro FIR.

Desde que o EMG-S é um sinal não-estacionário, a FDEP pode ser estimada por diferentes métodos: o periodograma, o AR – autorregressivo, o de MA- Média Móvel, ou o ARMA – Autorregressivo de Média Móvel [1]. No presente estudo optamos pelo método clássico de cálculo pelo periodograma porque, em sendo o mais popular, os resultados deste trabalho tem mais chances de serem comparados com os de trabalhos similares. Para redução da variância, escolhemos um subjanelamento pelo método de Welch, que é uma adaptação do de Bartlett, com uma sobreposição de segmentos em 50%. Assim, para a janela de 1 s foram utilizados 8 segmentos de aproximadamente 222,22 ms, e para a janela de 250 ms foram utilizados 8 segmentos de aproximadamente 55,55 ms. Com essas características do subjanelamento, reduz-se a variância com a minimização do prejuízo à resolução freqüencial [1].

Resultados

Como não foram encontradas diferenças entre os sinais dos homens e das mulheres, seus dados foram juntados. Da mesma forma, não encontramos diferenças significativas nos valores antropométricos e no sinal EMG-S entre o braço dominante e não-dominante. A figura 1 mostra um exemplo do processamento de um sinal obtido em 80% da MVC, em 90° de flexão do cotovelo, janelado com 1 s. A figura 2 mostra o mesmo sinal, janelado com 250 ms.

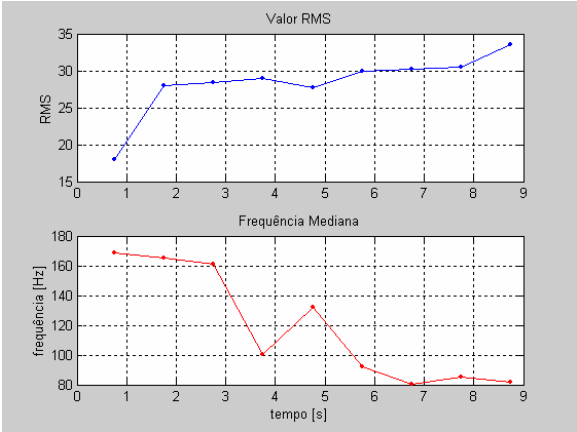


Figura 1: Dois traçados do sujeito A: no traçado superior o valor RMS - de *root mean square*, no inferior a FMN (inferior); 80% da CVM; 90° de flexão do cotovelo. Janela de 1 s.

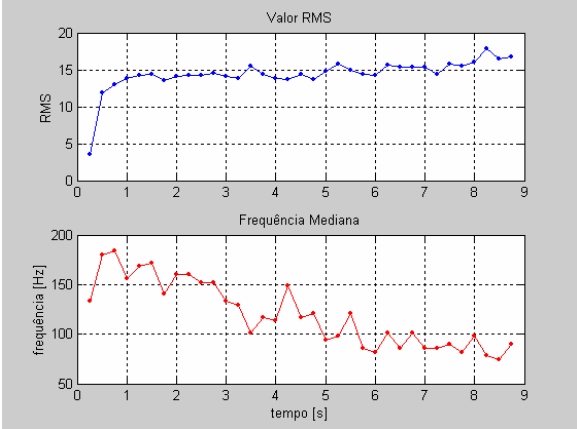


Figura 2: Dois traçados do sujeito A: no traçado superior o valor RMS – de *root mean square*, no inferior a FMN; 80% da CVM; 90° de flexão do cotovelo. Janela de 250 m s.

A Figura 3 mostra as interações entre a FMN, os tamanhos de janela e os ângulos. O Coeficiente Beta é um indicador da taxa de queda da FMN: quanto maior o Beta, maior a queda. O teste ANOVA (um fator, medidas repetidas) mostrou que existem diferenças altamente significativas entre as FMN calculadas com os dois tamanhos de janela ($F(1,157)=24,27$; $p<0,001$).

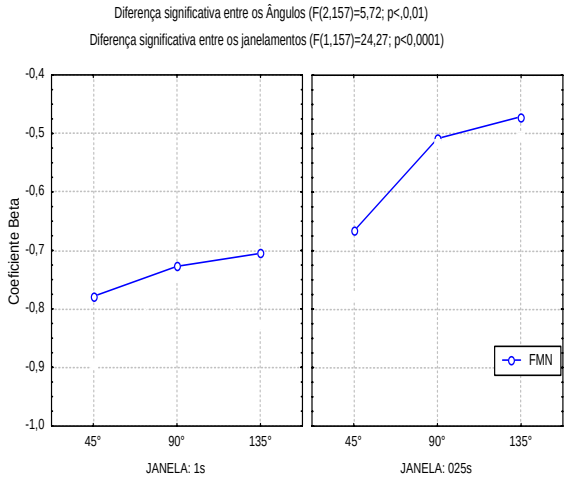


Figura 3: Coeficiente Beta do estimador FMN e função dos 3 ângulos. Carga de 80% da CVM; janela de 1 s (esquerda) e de 250 ms. Diferença entre janelas: ANOVA, F(1,157)=24,27, p<0,001.

Discussão

A normalização da carga garante a validade da comparação entre os dados. Visto que não houve diferenças significativas entre os membros dominante e não-dominante, foi possível considerar os dados dos dois braços do mesmo sujeito como pertencentes a um mesmo grupo, o que aumentou o tamanho da amostra. Da mesma forma, não foi encontrada diferença na espessura da dobra cutânea, dado que sugere que esta variável extrínseca foi corretamente controlada neste protocolo experimental.

Quando o tamanho do janelamento (1 s e 250 ms) foi avaliado segundo nosso protocolo experimental, utilizamos uma carga de 80% pois este nível de contração produz registros de curta duração (menos que 10 segundos). Lembremos que registros curtos demandam janelas menores de observação, e que essa situação crítica é interessante para testar desempenho do estimador, objetivo deste trabalho.

Nossos resultados mostraram que, para as condições de nosso protocolo experimental, há diferenças entre as FMN calculadas para os dois tamanhos de janela. Ao tentar comparar nossos resultados com os de trabalhos similares, constatamos o seguinte fato: raros são os trabalhos da literatura que explicitam o tamanho e o tipo de janelamento utilizado no processamento dos sinais. Em uma dessas exceções, Moritani e Yoshitake (1998) estudaram o desempenho de estimadores espectrais de sinais segmentados em oito janelas diferentes, que aumentam sistematicamente de tamanho, desde 250 ms até 2 segundos. Concordando com nossos achados, seus resultados também mostraram que a inclinação da curva da FMN, ou seja, a taxa de queda desse estimador, variava com o comprimento da janela [2].

Conclusão

O que se pode concluir sobre a pergunta desta pesquisa é que, para as condições de nosso protocolo experimental, o tamanho da janela altera os resultados. Consequentemente, fica evidente que, ao contrário do que se observa em grande parte da revisão bibliográfica, relatórios de pesquisa nesta área devem explicitar o tipo e o tamanho da janela utilizada.

Finalmente, é oportuno ressaltar que o estudo comparativo entre janelas tem cabimento apenas em situações críticas, em experimentos de curta duração, onde as janelas de observação devem ser pequenas. Nos outros casos, o experimentador deverá optar por janelas maiores, próximas aos limites superiores da faixa indicada, para reduzir os problemas de resolução freqüencial.

Agradecimentos

CNPq e FINATEC

Referências

[1] KARLSSON S., JUN YU., AKAY M, "Enhancement of Spectral Analysis of Myoelectric Signals During Static Contractions Using Wavelet Methods." *IEEE Tran.s Biomed Eng.,* 46:(6), 1999.

[2] MORITANI T., YOSHITAKE Y., 1998 ISEK Congress Keynote Lecture. "The Use of EMG in Applied Physiology." *J Electromyogr and Kinesiol*, 8: 363 – 381, 1998

[3] DE LUCA C. J. "The use of surface electromyography in Biomechanics." *J. Appl Biomech*, 13: 135-163, 1997.

[4] NAEIJE M. & ZORN H. "Relation Between EMG Power Spectrum Shifts and Muscle Fiber Action Potential Conduction Velocity Changes During Local Muscular Fatigue in Man." *Eur J Appl Physiol*, 50:23-33, 1982.

[5] MERLETTI R., DE LUCA C. J., " Electrically evoked Myoelectric Signals," CRC. *C. Rev Biomed Eng."* 19: 293-340, 1992.

[6] VON TSCHARNER V. "Time-frequency and Principal-component Methods for the Analysis of EMG-S Recorded During a Mildly Fatiguing Exercise on a Cycle Ergometer." *J Electromyogr Kinesiol*, 2002.

[7] ADAMS G. R., DUVOISIN M. R., DUDLEY G., "Magnetic resonance imaging and electromyography as indexes of muscle function", *J App Physiol*, 7: (4) 1578-1583, 1992.

[8] KUPA EJ, ROY SH, KANDARIAN SC, DE LUCA CJ. "Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity." *J Appl Physiol*: 79(1):23-32, 1995.

[9] MASUDA K., MASUDA T., SADOYAMA T., INAKI M., KATSUDA S., "Changes in Surface EMG Parameters During Static and Dynamic fatiguing contractions." *J. Electromyogr Kinesiol* 9: 39 – 46, 1999.

[10] BILODEAU M., CINCERA M., ARSENAULT A. B., GRAVEL D., "Normality and Stationarity of EMG Signals Elbow Flexor Muscle during Ramp and Static Isometric Contractions". *J. Electromyogr Kinesiol*, 7: 87-96, 1997.

[11] AKAY, M., "Detection and Estimation of Biomedical Signals." *Academic Press*, 1996.

[12] DOUD, J. R., AND J. M. WALSH. "Muscle fatigue and muscle length interaction: effect on the EMG frequency components." *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 35: 331-339, 1995.

[13] GARBOR, G., "Theory of Communications". J IEE, 93 (III): 429-457, 1946.

[14] GEORGAKIS A., STERGIOULAS L. K., GIAKAS G., "Fatigue Analysis of the Surface EMG Signal in Isometric Constant Force Contraction Using the Averaged Instantaneous Frequency". IEEE *Trans Biomed Eng*, 50 (2), 2003.

[15]SHANKAR S., GANDER R. E., BRANDELL B. R., "Changes in the Myoelectric signal (MES) Power Spectral during Dynamic Contractions." *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 73: 142-150, 1989.

[16]INBAR G. F., ALLIN J., KRANS H., "Surface EMG Spectral Changes with Muscle length." *Med & Biol Eng & Comput*, 25: 683-689, 1987.

CLASSIFICAÇÃO DE EXTRA-SÍSTOLES UTILIZANDO ANÁLISE WAVELET DO COMPLEXO QRS

F. J. R. Sales*,**, R.K.H. Galvão**, S. S. Furuie* , S. Hadjiloucas*** e T. Froese***

* Instituto do Coração (InCor) HCFMUSP, Serviço de Informática, São Paulo, Brasil
** Instituto Tecnológico de Aeronáutica, Divisão de Eng. Eletrônica, São José dos Campos, Brasil
*** The University of Reading, Department of Cybernetics, Reading, United Kingdom

e-mail: fernando.sales@incor.usp.br

Abstract: This paper proposes a strategy for extrasystole classification based on the wavelet decomposition of the QRS complex. The wavelet transform is used as a pre-processing tool for a linear discriminant classifier. In order to minimize generalization problems caused by correlations between the classification variables, a selection algorithm is employed to choose a subset of wavelet coefficients with appropriate discriminability and small collinearity. The proposed strategy is validated by using ECG records from the MIT-BIH arrhythmia database. As a result, an accuracy of 96,88 % was obtained in the discrimination of atrial and ventricular extrasystoles.

***Palavras Chaves*: Eletrocardiograma, Transformada Wavelet, Análise Discriminante, Extra-sístoles, Colinearidade.**

Introdução

O eletrocardiograma (ECG) é o registro da atividade contrátil do coração e pode ser facilmente extraído através de eletrodos posicionados ao longo do tronco do paciente. Além de ser um exame relativamente simples, do ponto de vista de logística, sua forma de onda é alterada por diversas patologias cardíacas, o que o torna uma ferramenta indispensável no cotidiano dos cardiologistas [1].

Entretanto, a detecção de eventos cardíacos importantes, tais como extra-sístoles atriais e ventriculares, é cansativa e tediosa, principalmente em eletrocardiogramas de longa duração. Esta é a principal motivação para o desenvolvimento de ferramentas de auxílio ao diagnóstico, como este classificador em estudo neste artigo.

O problema abordado neste artigo é referente a classificação de extra-sístoles baseada na morfologia do complexo QRS. Existem diversos métodos de análise e classificação de sinais de ECG propostos na literatura, alguns com enfoque específico na análise de atributos físicos do sinal como largura do QRS, área positiva, área negativa, dentre outros [2]. A abordagem proposta neste artigo é baseada na transformada *wavelet*, ferramenta muito poderosa para detecção de eventos [3] e versátil pois pode ser utilizada ainda para filtragem, compressão, dentre outras diversas aplicações. Apesar de ser usada em problemas de classificação numa proporção menor do que as outras aplicações citadas, ela também tem sido aplicada em classificação de sinais de eletrocardiograma [4]. Entretanto, a abordagem utilizada neste artigo prevê um estudo mais detalhado dos coeficientes *wavelet*, fato comprovado pela preocupação em reduzir o problema de colinearidade das variáveis em estudo, aspecto não abordado na referência [4].

Materiais e Métodos

Análise baseada em *wavelets*

Conforme mostrado em [5], a transformada *wavelet* pode ser implementada, de acordo com o algoritmo de Mallat, como a aplicação de um banco de filtros em cascata. Para construir o classificador, escolheu-se a *wavelet* mãe de Daubechies [4] e foram contruídos modelos considerando decomposições de um até quatro níveis. Quanto à escala, trabalhou-se com a diádica e fez-se o mesmo estudo para as *wavelets* db1 até db6.

O objetivo desta análise é determinar em qual escala e com quantos níveis de decomposição obteríamos o melhor classificador. Vale ressaltar que um parâmetro importante na escolha da melhor combinação é o número de coeficientes *wavelet* utilizados pelo sistema, visto que um maior número de coeficientes em análise implica num maior esforço computacional.

MIT-BIH *Arrhythmia Database*

O banco de dados MIT-BIH *Arrhythmia Database* é uma referência em sinais de eletrocardiograma. Ele foi desenvolvido no fim da década de 1970 e foi distribuído no início dos anos 80. Este banco de sinais é composto por eletrocadiogramas de diversos pacientes, varrendo os diversos tipos de arritmia cardíaca [6].

A patologia de interesse neste estudo é a extra-sístole, que pode ter origem atrial ou ventricular. A forma de onda do batimento prematuro difere de acordo com a sua origem. Os parâmetros de dois batimentos de mesma natureza podem variar entre diferentes pacientes, conforem ilustra a figura 1. Nela, temos quatro batimentos diferentes, sendo os pertencentes à primeira coluna de natureza atrial e os outros ventriculares.

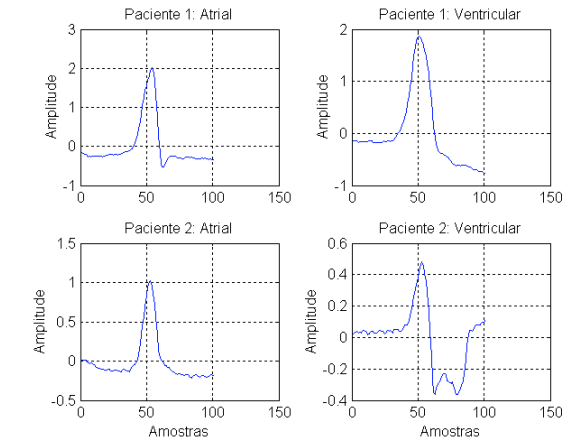


Figura 1 : Diferenças entre batimentos atriais e ventriculares e inter-pacientes.

Os sinais utilizados neste estudo foram adquiridos a freqüência de 360 Hz, e todos contém 101 amostras, sendo tomadas cinquenta à esquerda do pico do QRS e as outras cinquenta à direita do mesmo. Como cada sinal é composto por 101 amostras e no fim da decomposição do algoritmo de Mallat temos uma decimação, não é de interesse trabalhar com sinais com números ímpares de pontos[5]. Tendo em vista isto, o algoritmo desenvolvido descarta a última amostra do sinal e passa a trabalhar com 100 amostras.

Análise discriminante

O método de análise discriminante empregado neste trabalho supõe uma distribuição gaussiana para os atributos em cada classe. Os atributos em estudo são os coeficientes *wavelet*. Este método utiliza superfícies n-dimensionais que separam as classes de objetos [7].

Neste trabalho, utilizamos a análise discriminante linear, técnica na qual as superfícies de separação das classes são hiperplanos. Como superfícies lineares no espaço n-dimensional podem ser representadas da seguinte forma :

$$f(x) = w^T x \quad , (1) \text{ onde temos:}$$

$$w^T = \left[w_1\ w_2 \ldots w_n\right] \text{ e } x = \left[x_1\ x_2\ \ldots x_n\right]^T$$

O vetor x é composto pelos coeficientes *wavelet* e w é o vetor composto pelos pesos que determinam a superfície de separação. O objetivo é encontrar os valores das coordenadas de w que possibilitem separar as duas classes com maior acurácia. A análise discriminante nos fornece o valor do limiar [7], com qual pode-se separar as duas classes com menor taxa de erro.

Entretanto, determinar 100 coeficientes é um processo complicado pois, além de exigir um conjunto de treinamento extenso, consome recursos computacionais e torna o procedimento um tanto demorado.

Discriminabilidade

Em problemas de classificação, as variáveis podem ser ordenadas com base no seu poder de discriminação para as classes envolvidas. Conforme [7], a discriminabilidade da variável x_i pode ser quantificada através da Função Discriminante de Fisher (FDF) D_i definida como:

$$D_i = \frac{S_{Bi}}{S_{Wi}} \quad (2)$$

em que S_{Wi} e S_{Bi} são respectivamente medidas da dispersão intraclasses e interclasses para a variável x_i. A dispersão intraclasses S_{Wi} é dada por:

$$S_{Wi} = \sum_{j=1}^{C} s_{ij} \qquad (3)$$

em que s_{ij} é a dispersão da variável x_i dentro da classe j, definida como:

$$s_{ij} = \sum_{k \in I_j} [x_i^{\,k} - m_{ij}]^2 \quad (4)$$

em que x_{ik} denota o valor de x_i no objeto de índice k, sendo k pertencente a classe j e m_{ij} é a média de x_i na classe j, composta por n_j elementos, isto é:

$$m_{ij} = \frac{1}{n_j} \sum_{k \in I_j} x_i^{\,k} \qquad (5)$$

A dispersão interclasses S_{Bi} é dada por:

$$S_{Bi} = \sum_{j=1}^{C} n_j [m_{ij} - m_i]^2 \quad (6)$$

em que m_i é a média de x_i sobre todos os objetos de treinamento. Uma vez realizado o cálculo de D_i ($1 \leq i \leq N$), onde N é o número de atributos, as $N_0 \leq N$ variáveis de maior discriminabilidade podem ser selecionadas para o modelo de classificação.

Colinearidade

A seleção baseada na discriminabilidade individual das variáveis possui a deficiência de não levar em conta problemas de colinearidade entre as variáveis. Como discutido em [8], a presença de colinearidade pode prejudicar seriamente a capacidade de generalização de um modelo de análise discriminante. A referência [9] traz um estudo de classificação na qual a análise era baseada somente no FDF, e não obteve resultados adequados para um classificador.

Para evitar tais problemas, foi empregado um mecanismo para evitar o surgimento de colinearidade

entre as variáveis selecionadas. Tal mecanismo consiste em escolher as variáveis de forma seqüencial, de acordo com a FDF, mas eliminando em cada passo as variáveis restantes que se mostrem altamente correlacionadas com as já escolhidas. O critério de seleção de variáveis a continuar no processo está relacionado a um limiar(t_h) escolhido pelo operador do programa. O algoritmo descarta todas as variáveis que possuem coeficiente de correlação múltipla com as variáveis selecionadas maior que o limiar t_h. O processo termina quando não existir mais variáveis a escolher.

O coeficiente de correlação múltipla empregado no programa é definido, para cada variável x_i, como [10]:

$$r_i = \frac{\sigma(\hat{x}_i)}{\sigma(x_i)} \quad (7)$$

em que $\sigma(.)$ denota o desvio-padrão calculado no conjunto de treinamento e $\hat{x}_i$ representa uma estimativa de x_i obtida por regressão linear múltipla, a partir das variáveis já selecionadas. Valores de r_i próximos a um indicam que os valores de x_i podem ser adequadamente preditos a partir das variáveis já selecionadas, ou seja, que a inclusão de x_i não traria informação nova ao modelo.

Resultados

O processo de modelagem do classificador foi dividido em três fases : treinamento, validação e teste. Na fase de treinamento, considerando o conjunto de treinamento (tabela 1), primeiramente obtivemos a transformada *wavelet* dos sinais, depois calculamos a discriminabilidade de cada coeficiente, aplicamos o método de redução de colinearidade e chegamos a um modelo onde os coeficientes estão ordenados numa seqüência decrescente de poder discriminante com redução de colinearidade.

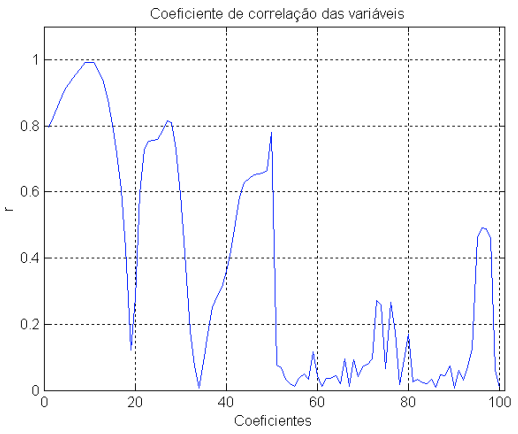


Figura 2 : Coeficiente de correlação de cada variável com relação ao coeficiente de maior discriminabilidade.

A etapa seguinte é a de validação, na qual submetemos o protótipo a um outro conjunto de dados (tabela 2), denominado conjunto de validação, na qual realizamos o seguinte processo:

Passo 1: Obtém-se o coeficiente de maior poder discriminante selecionado no treinamento e o inclua no conjunto de coeficientes do modelo;

Passo 2: Aplica-se a análise discriminante com base no conjunto de coeficientes do modelo;

Passo 3: Calcula-se a taxa média de erro do sistema para este modelo;

Passo 4: Armazena-se este valor de erro num vetor;

Passo 5: Adiciona-se ao conjunto de coeficientes o próximo coeficiente de acordo com a ordem dada no treinamento;

Passo 6: Retorna-se ao passo 2 até que o conjunto de coeficientes contenha todos os 100 coeficientes do sinal;

Passo 7: Seleciona-se o modelo que obtiver menor taxa média de erro.

A fase de testes é aquela em aplica-se o protótipo obtido, através da validação, ao conjunto de testes (tabela 1), e calculam-se os índices de desempenho do classificador.

Tabela 1: Registros utilizados nas etapas da modelagem e o número de batimentos dos mesmos.

	Registro do MIT-BIH	Tipo de batimento	
		A	V
Treinamento	201	30	195
	223	30	195
	Total	60	390
Validação	213	24	195
Teste	200	28	700
	202	36	15
	210	-	164
	Total	64	879

Vale ressaltar que alguns destes registros possuem mais batimentos do que mostra a tabela acima. Os batimentos foram escolhidos de forma aleatória para aumentar a robustez do modelo.

Tabela 2 : Erro de classificação na fase de validação obtido para decomposição em db6, com 1 ou 2 níveis para três valores diferentes de limiar (t_h). O parâmetro n indica o número de coeficientes *wavelet* utilizado.

	t_h =0,6		t_h = 0,7		t_h = 0,8	
Nível	Erro (%)	n	Erro (%)	n	Erro (%)	n
1	36.95	3	33,50	2	41.50	2
2	66.40	4	53.50	59	63.75	21

Ao observar a tabela 2, escolheu-se o modelo destacado em cinza na tabela pois, além de apresentar menor taxa de erros média no conjunto de validação, ele classifica com base em somente dois coeficientes *wavelet*, fator importante pois necessita de menos recursos computacionais. Nela só estão mostrados os desempenhos para decomposição em db6 pois esta foi a *wavelet* que obteve os melhores resultados.

Para avaliar o desempenho do classificador, mediu-se a taxa média de erros no conjunto de teste, traçou-se a curva ROC[1], cuja área vale aproximadamente 0,97.

A figura 4 traz a curva ROC obtida na fase de teste, na qual o parâmetro livre utilizado foi o limiar obtido pela análise discriminante. Em destaque, o ponto de operação do sistema na situação em estudo.

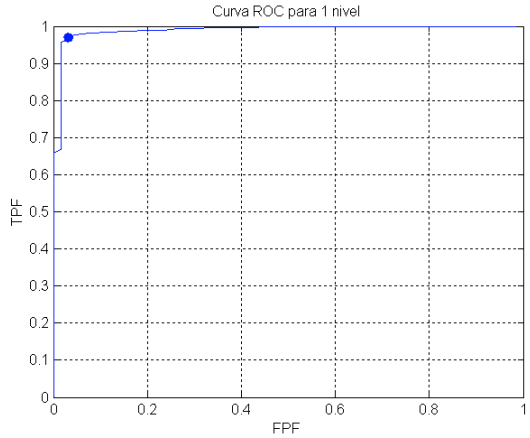


Figura 3 : Curva ROC do classificador para a situação selecionada.

Tabela 3 : Taxa média de acerto do classificador nos registros do conjunto de teste.

Registro	A (%)	V (%)
200	99,01	98,29
202	99,01	98,02
210	--------	92,68
Total	99,01	96,33

Discussão

Uma melhoria que pode ser implementada a essa análise é a aplicação de um método de treinamento como o leave-one-out[1], com objetivo de aumentar a robustez do modelo e torná-lo mais geral possível.

O classificador obtido obteve como resultado uma curva ROC de área igual 0,97 e acurácia [1] de 96,88% no conjunto de testes da tabela 1. Na referência [4], o classificador desenvolvido atingiu uma acurácia máxima de 95%. A comparação direta dos resultados obtidos neste trabalho com os da referência [4], não nos garante qual dos classificadores é melhor, haja vista as diferenças nas condições de operação dos dois.

Entretanto, é de se esperar que o nosso sistema possua desempenho melhor do que o outro nas mesmas condições, visto que o problema da colinearidade foi tratado neste artigo.

Pretende-se continuar este trabalho através da utilização de outros conjuntos de treinamento e teste com objetivo de alcançarmos um modelo mais robusto e que possa fornecer resultados consideráveis para uma ampla gama de sinais, e não somente para os registros utilizados neste trabalho. Pretende-se também estudar outras formas de redução de colinearidade, de modo a otimizar a determinação do limiar(t_h) de correlação.

Referências

[1] RANGAYYAN, R.M., *Biomedical Signal Analysis: A Case Study Approach,* New York: Wiley Interscience, 2002.

[2] COSTA, E. V. E MORAES, J.C.T.B., 'Análise de Atributos de Classificação Extraídos do ECG', *Anais do CBEB,* Ilha de Santa Catarina, Brasil, 2000, pp. 1354-1358,2000.

[3] LI, C., ZHENG, C., TAI, C., "Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms", *IEEE Trans. on Biomed .Eng.* 42(**1**):21-28.

[4] DE CHAZAL, P., REILLY, R.B., MCDARBY, G., CELLER, B.G., 'Classification of the electrocardiogram using selected wavelet coefficients and linear discriminants', *Proc. 2000 IEEE International Conference of Acoustics, Speech and Signal Processing. ICASSP '00.* Istanbul, Turkey, pp. 3590 – 3593, 2000.

[5] SHENSA, M. J., "The Discrete Wavelet Transform: Wedding the À Trous and Mallat Algorithms", *IEEE Trans. on Signal Processing* 40(**10**):2464-2482, 1992.

[6] PHYSIONET, Site: http://physionet.incor.usp.br acessado em 21/05/2004.

[7] DUDA, O., HART, P. E., STORK, D. G., *Pattern Classification*, New York: John Wiley, 2002.

[8] NAES, T., MEVIK, B. H., "Understanding the colinearity problem in regression and discriminant analysis", *J. Chemom.,* 15:413-426, 2001.

[9] MATTA, C. E., GALVÃO, R. K. H., PAULA JR, A. R., 'Seleção de variáveis espectrais para detecção de aterosclerose empregando um algoritmo genético', *Anais do 6º Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente,* Bauru, Brasil, 2003, pp.512-520, 2003.

[10]EZEQUIEL, M., FOX, K. A., *Methods of Correlation and Regression Analysis*, New York: John Wiley, 1959.

PROGRAMA EM CÓDIGO ABERTO PARA CONTROLE DE INSTRUMENTAÇÃO E MAPEAMENTO DE CAMPOS ACÚSTICOS

João P. Eiti Kimura[*,**], Alexsandro C. de Paula[**], Eduardo T. Costa[**]

[*]Faculdades Integradas IPEP, Campinas, Brasil
[**]DEB/FEEC e CEB – UNICAMP, Caixa Postal 6040, CEP 13084-971, Campinas/SP, Brasil

e-mail: eiti-ekm@uol.com.br

Abstract: This article presents an open source software for the control of an acoustic field mapping system. It is shown how to integrate all the necessary equipment for this procedure. The software allows field mapping in a point-by-point basis and all data are filed for *a posteriori* processing. The program allows transducer characterization.
***Keywords*: open source software, ultrasound, field mapping, acoustic field, Linux.**

Introdução

Um importante modo de caracterização de transdutores ultra-sônicos é o uso de equipamentos que permitam levantar a intensidade de campo (ou a pressão acústica) das ondas emitidas por estes transdutores. Embora as ondas acústicas se propaguem por qualquer meio tais como ar, água, sangue, materiais sólidos (metais, etc), geralmente o mapeamento do campo acústico dos transdutores é realizado em um tanque com água utilizando-se de instrumentos adequados para a geração e a detecção das ondas ultra-sônicas. A caracterização adequada do transdutor é fundamental para que seja possível determinar propriedades acústicas características de cada meio como impedância acústica, velocidade de propagação e atenuação dentre outras [1]. O levantamento do campo acústico é realizado em um tanque de ensaio com um sistema micro-controlado de posicionamento em três dimensões (X,Y,Z) do hidrofone, o transdutor que detecta as ondas emitidas pelo transdutor sob ensaio.

No Laboratório de Ultra-som (LUS) do Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP, todos os componentes do sistema já estão montados e o controle dos equipamentos é feito com o uso de licenças de *softwares* comerciais. Nosso objetivo foi o desenvolvimento de um programa, baseado em *software* livre e em código aberto para controlar o sistema de posicionamento do tanque de ensaio e os equipamentos associados (osciloscópio e gerador de sinais) para efetuar o mapeamento do campo acústico.

O número de programas e sistemas desenvolvidos para Linux teve um grande crescimento nos últimos anos devido a sua popularização. Mesmo assim, o número de sistemas e programas desenvolvidos para o *Microsoft Windows*® ainda é muito maior. Isso ocorre pois a maioria dos computadores pessoais ainda faz uso do sistema operacional da *Microsoft* ®.

Parte dos programas para mapeamento acústico que hoje são utilizados como apoio a pesquisas em ultra-som foram construídos para operar em sistemas operacionais como o *MS-DOS* ® e *Windows* ®.

Os custos de licença com sistema operacional e das ferramentas utilizadas para o desenvolvimento do programa aumentam o custo de implementação refletindo no valor do projeto.

O programa apresentado neste artigo foi desenvolvido sob sistema operacional e ferramentas livres, ou seja, esses programas podem ser utilizados livremente sem a necessidade de se pagar por eles.

O programa de mapeamento acústico (*MapControl*) está na versão 1.0 e foi projetado de forma modular. Cada um desses módulos é responsável por resolver um problema específico. Por ter essa característica de descentralização e divisão do problema em partes menores, o programa torna-se melhor gerenciável e de fácil manutenção.

Uma implementação em código aberto (*open source*), executada em um sistema operacional livre resulta na redução dos custos finais do projeto. Sendo assim, o programa desenvolvido é de baixo custo, confiável e atende às necessidades do LUS/CEB e DEB/FEEC da UNICAMP. Além disso, devido à sua característica modular, pode ser facilmente adaptado por outros grupos de pesquisa que desejarem utilizá-lo.

Os módulos do programa, detalhados mais adiante, podem ser distribuídos e adaptados para utilização em outros projetos que requerem rotinas para comunicação com dispositivos via controladora GPIB e controle de motores de passo utilizando a porta paralela padrão do computador.

Materiais e Métodos

O sistema de mapeamento do LUS (Figura 1) é composto por um tanque de ensaios acústicos, geradores de sinais, amplificadores, um osciloscópio e um microcomputador. As dimensões do tanque de ensaio são 100x50x50(cm). Nesta figura consta o transdutor a ser ensaiado e o hidrofone para detecção das ondas geradas pelo transdutor sob ensaio.

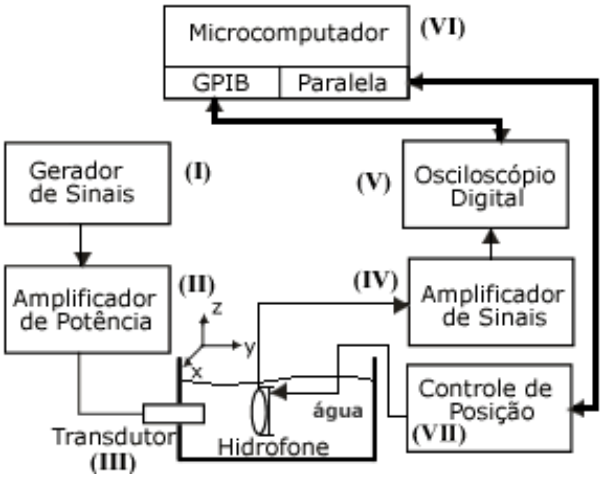


Figura 1 : Sistema de Mapeamento acústico do LUS.

O procedimento para geração e detecção de campos ultra-sônicos com vistas ao mapeamento de campos acústicos de transdutores tem os seguintes passos básicos: um gerador de sinais (*Tektronix*® FG 504 em conjunto com FG 5010) (bloco I da Figura 1) emite um sinal elétrico senoidal, contendo um ou mais ciclos de senóide na freqüência de ressonância do transdutor (III). Este sinal é apresentado à entrada do amplificador de potência *Amplifier Research*® 75A250 (II), cuja saída é aplicada ao transdutor que emitirá as ondas ultra-sônicas. O campo ultra-sônico é detectado por um hidrofone, cuja posição é definida, via comandos do microcomputador, pelo sistema de controle de posição X,Y,Z (VII). O sinal recebido pelo hidrofone deve ser amplificado por um amplificador de sinais 10 dB *Precision Acoustics*® *Head Amplifier* (IV) de modo a permitir sua visualização num osciloscópio (V). Por meio do osciloscópio digital *Tektronix*® modelo 2430A, a forma de onda detectada é transferida para um microcomputador (VI) via interface GPIB (General Purpose Interface Bus) padrão IEEE-488.

O programa desenvolvido é executado no sistema operacional UNIX-Linux distribuição *Slackware* 9. Para a implementação do programa foi adotada a linguagem C/C++ juntamente com as bibliotecas Qt 3.1 utilizando técnicas de programação orientada a objetos (POO) [2].

Todo o sistema de controle de posicionamento é controlado pelo microcomputador que, por meio da sua porta paralela padrão emite sinais para os *drivers* que acionam os motores de passo. O hidrofone, devidamente posicionado, detecta a onda ultra-sônica gerada pelo transdutor em cada ponto especificado na forma de um sinal de tensão elétrica proporcional à pressão da onda acústica. Pode-se utilizar hidrofone calibrado ou não.

O programa resume-se em três módulos principais: 1 – Mapeamento, 2 – Motores e 3 – GPIB. A Figura 2 ilustra o funcionamento dos módulos do programa no processo de mapeamento de campo acústico. Cada rotina principal é descrita a seguir.

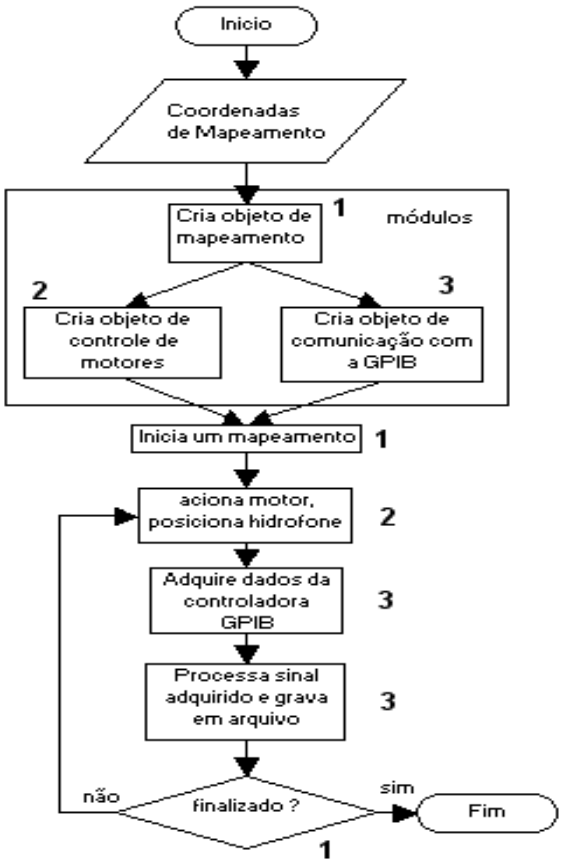


Figura 2 : Fluxograma do processo de mapeamento.

Motores: implementa o sistema de controle de posição X, Y, Z. Possui rotinas para controlar motores de passo através da porta paralela padrão do computador. Suas funções recebem como parâmetros qual motor irá se deslocar, qual a velocidade e a distância do deslocamento. Propriedades específicas podem ser configuradas nesse módulo tais como: como deverá ser escrito o *byte* na porta para acionar um determinado motor, ou qual a resolução do motor em passos por milímetro, por exemplo. Existem algumas diferenças básicas para a manipulação da porta paralela entre os sistemas operacionais *Windows*® e Linux. A principal delas se refere ao acesso à porta: em ambientes Linux. para todo e qualquer acesso à porta é necessário solicitar permissão de acesso ao sistema operacional, ao contrário dos aplicativos implementados nos sistemas operacionais da *Microsoft*® [3]. Em Linux, os comandos de escrita/leitura de dados na porta são diferentes dos utilizados em *Windows*®.

GPIB: implementa funções para manipulação da controladora GPIB (leitura/escrita de comandos). Esse módulo do programa é responsável por estabelecer a comunicação entre o computador e o osciloscópio digital *Tektronix® 2430A*, efetuar a configuração do osciloscópio e a transferência de uma forma de onda para o computador. Após a transferência, o sinal é processado em forma de integral, ponto máximo ou pico-a-pico. O resultado é armazenado em um arquivo tipo texto. É importante notar que esse módulo foi

projetado para se comunicar especificamente com o osciloscópio digital *Tektronix® 2430A*. Para a utilização com outros modelos de equipamento será necessário alterá-lo para trabalhar com os comandos do equipamento em questão. A utilização de uma placa GPIB em sistemas Linux requer que um controlador de dispositivo (*driver*) específico para a placa seja compilado e carregado na memória do computador. Através desse controlador é possível interagir com o dispositivo, enviar e receber comandos utilizando a controladora GPIB. A versão do controlador de dispositivo (*driver*) utilizado no projeto foi o Linux-gpib-3.99 [4].

Mapeamento: implementa o algoritmo de mapeamento de campo, rotinas com estruturas de repetição que incorporam e sincronizam os módulos anteriores. Para cada coordenada do campo esse módulo carrega um processo para aquisição da intensidade do sinal no ponto corrente, utilizando para isso o módulo GPIB. Em seguida, outro processo de movimentação dos motores por meio do módulo Motores é carregado, o programa aguarda até que os motores sejam posicionados e reinicia o processo de aquisição e assim sucessivamente até que todos os pontos da área de mapeamento tenham sido adquiridos.

O programa é executado no modo gráfico *XWindow*. Para realizar um mapeamento acústico pelo programa é necessário informar alguns parâmetros, tais como a distância em que o hidrofone irá se deslocar sob os eixos, qual a resolução (passos/milímetro) do deslocamento, nome do arquivo onde os dados serão gravados, além de informar como será a forma de aquisição (pico-a-pico ou integral do sinal). A Figura 3 mostra a interface de mapeamento acústico do programa. Através dela é possível capturar a onda, determinar os parâmetros e iniciar um mapeamento do Campo Acústico.

O programa possui um indicador percentual que mostra o quanto já foi mapeado. Na parte inferior é exibida a coordenada atual do deslocamento em cada eixo (X,Y,Z). Após o término de um mapeamento, os motores automaticamente re-posicionam o hidrofone nas coordenadas iniciais de antes do mapeamento ser iniciado. Essa característica permite que vários mapeamentos possam ser realizados tendo como ponto de partida sempre a mesma coordenada. Após o término do mapeamento os arquivos de dados gerados pelo programa são processados em programas matemáticos que irão gerar uma representação gráfica do campo acústico adquirido durante o experimento.



Figura 3. Tela do programa de mapeamento, simulando um mapeamento de 50 mm no eixo X, 200 mm no eixo Y, com resolução de 1 passo por milímetro.

Os módulos do programa citados anteriormente são classes criadas com bibliotecas Qt e com rotinas em C/C++. Em geral os programas desenvolvidos com Qt são multiplataforma "*write once, run anywhere*", ou seja, se foram desenvolvidos no Linux basta serem re-compilados em outro sistema operacional para funcionarem [5]. No entanto, esse programa possui algumas particularidades quanto aos comandos para o acesso à porta paralela e à controladora GPIB que são específicos de cada sistema operacional. Sendo assim, para re-compilar o programa em outra plataforma é necessário adaptar os módulos Motores e GPIB com os comandos e modo de operação de cada sistema operacional.

O código fonte do programa com todas as classes e bibliotecas será disponibilizado para que os usuários possam utilizar e adaptar o código sem nenhum tipo de restrição. Para isso, basta acessar a página *web* do Centro de Engenharia Biomédica da Unicamp.

Resultados

O programa de mapeamento obteve uma performance satisfatória e apresentou confiabilidade na aquisição dos sinais do campo. Para testar seu uso, foi realizado o mapeamento de campo acústico gerado por um transdutor ultra-sônico.

O transdutor utilizado nos experimentos é um FUNBEC® com freqüência central 1,6 MHz e diâmetro 19 mm. O dispositivo é submerso em água no tanque de medições e ao ser excitado com um sinal elétrico senoidal em sua freqüência de ressonância, gera ondas mecânicas que se propagam no meio.

O campo acústico exibido na Figura 4 e na Figura 5 foi mapeado utilizando o programa, 50mm no eixo X, 200mm no eixo Y e resolução de 1mm (40 passos), totalizando 10.000 pontos.

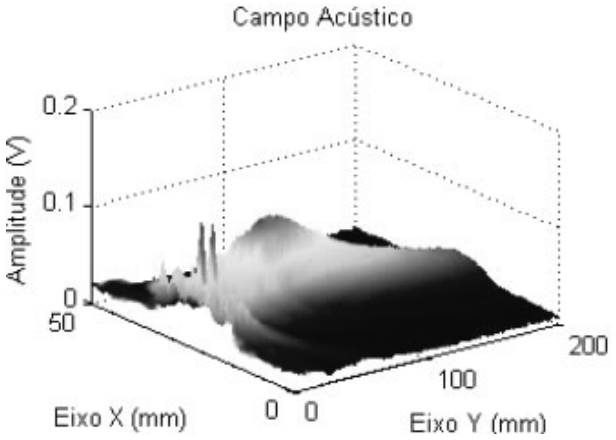


Figura 4. Representação gráfica 3D do campo acústico do transdutor FUNBEC® 1,6MHz/19mm.

O tempo de aquisição desse campo foi de 6h e 10 minutos, resultando em um tempo de aquisição de aproximadamente 2 segundos por ponto amostrado.

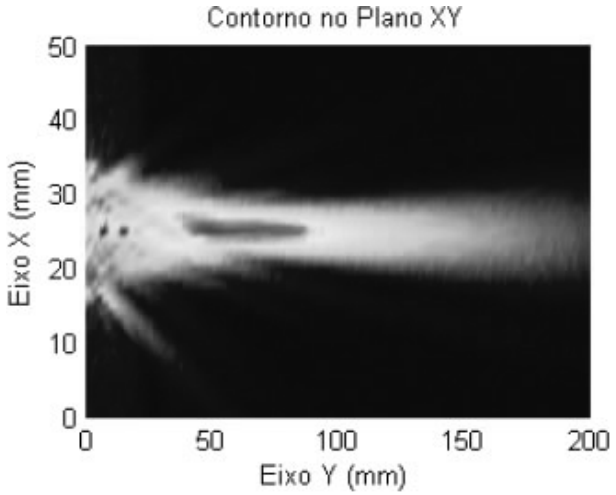


Figura 5. Visão Plana (plano XY) do campo acústico mostrado na Figura 4 referente ao transdutor FUNBEC® 1,6MHz/19mm.

As diferentes tonalidades de cinza na imagem da Figura 5 representam variações nos valores da intensidade (relativa) do sinal em cada ponto do campo. Pode-se perceber que, na região compreendida por X variando entre 15mm e 35mm (correspondente ao diâmetro do transdutor ensaiado), o campo apresenta grande variação de tonalidade de cinza (ver variações na Figura 4). A maior intensidade (relativa) de campo ocorre entre 60mm e 100mm (eixo Y) a partir da face do transdutor (Y=0mm).

Conclusão

Para realizar o mapeamento de campos acústicos de transdutores de ultra-som geralmente empregados no Laboratório de Ultra-som do CEB e do DEB/FEEC da UNICAMP, utilizando sistemas operacionais livres (Linux), foi necessário criar uma solução computacional que atendesse os requisitos no mínimo similares ao do sistema já existente e que funciona no sistema operacional *Windows*®. O programa implementado utilizando ferramentas de desenvolvimento e sistema operacional livre de licença refletiu na redução dos custos do projeto. Além de atuar como ponto de apoio nas pesquisas na área de ultra-som, os módulos do programa podem ser adaptados e distribuídos para utilização em outros projetos de diferentes gêneros, contribuindo com a comunidade de *software-livre*.

Referências

[1] COSTA, Eduardo T. e MAIA, Joaquim M., *"Equipamentos de auxílio ao diagnóstico por ultra-som"***.** Manual de Laboratório – LUS/CEB e DEB/FEEC – UNICAMP, 2000.

[2] SCHILDT, Herbert., *"C: the complete reference"*, Osborne McGraw-Hill. Berkeley, California – USA, 2000.

[3] WALL, Kurt, *"Linux Programming by Example"*, Que. USA, 12/1999.

[4] HESS, Frank Mori, *"Linux GPIB Package Homepage"*, Internet site address: http://linux-gpib.sourceforge.net, Acessado em 14/02/2004.

[5] TROLLTECH, Internet site address: http://www.trolltech.com, Acessado em 21/02/2004.

AN AUTOMATIC METHOD FOR DETECTION OF THE NIPPLE AND PECTORAL MUSCLE IN DIGITIZED MAMMOGRAMS.

S.K. Kinoshita[*,**], R.R. Pereira Júnior[*,**], M.O. Honda[**], J.A.H. Rodrigues[**] and P.M. Azevedo-Marques[**]

[*] Medical Image Laboratory, EESC, University of São Paulo, SP, Brazil

[**] Image Science and Medical Physics Center, FMRP, University of São Paulo, SP, Brazil

e-mail: sergiok@sel.eesc.sc.usp.br

Abstract: An automated method is presented for localization of the nipple and pectoral muscle region on digitized mammograms using Radon Transform methodology. Noisy mammograms were preprocessed for noise reduction and restoration of the degraded edge of breast region. This work used 200 images from the database of the University Hospital of the School of Medicine of Ribeirão Preto - at the University of São Paulo (HCFMRP-USP), Brazil. The accuracy of the resulting images was confirmed by expert radiologists in mammography at the HCFMRP-USP through visual inspection. The radiologists' findings indicated the efficacy of this automated process to localize the nipple and pectoral muscle region in noisy mammograms.

***Palavras Chaves*: Digital mammography, medical image processing, nipple detection, pectoral muscle region detection, Radon transform,**

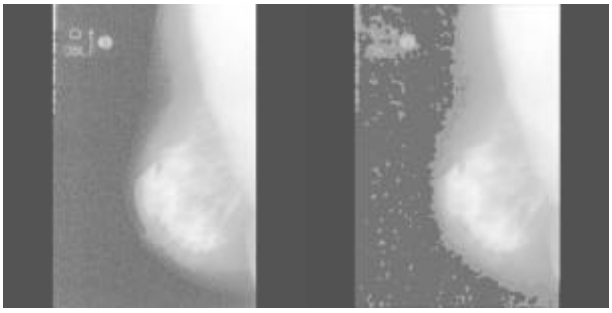
Introduction

Computer-aided diagnosis (CAD) has been used to give a second opinion in the analysis of mammograms. Some systems identify suspicious lesions (microcalcifications, masses and distortions of parenchyma) while others quantify the density of the breast tissue. To accomplish this, a region of interest (ROI) extracted from a mammogram and/or entire breast image is analyzed [1-6]. In some methods, a bilateral comparison of mammograms is made to detect asymmetry [7]. In all these cases it is necessary to segment the breast image to define the regions of interest. When mediolateral oblique images are used, an additional step to segment the pectoral muscle is necessary. In some cases, automated detection of the nipple is necessary for comparison of left and right breast images [14,15]. In digitized mammograms, the presence of noise makes segmentation and analysis difficult due to poor definition of the breast contour. In this paper, we describe a process for breast region and pectoral muscle segmentation, as well as nipple localization in noisy mammograms.

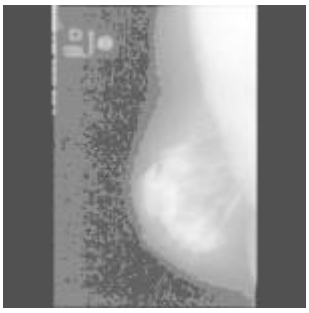
Materials and Methods

Restoration is a process to reconstruct or recover an image degraded during acquisition and/or digitization. The Anisotropic Diffusion equation with Wiener pre-filter was used to restore the breast contours.

Perona and Malik pioneered in the application of Anisotropic Diffusion equation on digitized images [8]. The objective of this methodology is to create a filter capable of smoothing the local image region while preserving its edge. However, removal of small scale features with high contrast is difficult to perform. To minimize this problem, the image was pre-filtering before the application of the equation. Catté et al. used Gaussian filter before the application of the equation [9]. The purpose of pre-filtering was to remove small features with high contrast, but introduced feature drift and edge movement [10]. Segall et al. motivated by need to reduce these problems, applied morphological close-open filter with adjustable structuring element, which smoothed out objects smaller than the structuring element, while maintaining edge structure locality [10].



(a) (b)



(c)

Figure 1 – Application of the Anisotropic Diffusion equation. (a) noisy original image (b) application with the morphological open-close filter (c) application with Wiener filter.

However, these steps were not sufficient for recovering of the edge elements degraded by intense noise. As an alternative, the Wiener filter was chosen to be applied due to its ability in restoring degraded images [12]. Figure 1 presents a comparative illustration of the application of the Anisotropic Diffusion equation with Morphological open-close and Wiener filters.

After the process of edge restoration, the Thresholding method based on the Máxima Entropy Principle (MEP) was executed for breast region segmentation [6]. MEP can provide a better result if the gray level histogram does not have a bi-modal distribution [6]. The Gama Correction operation was applied to adjust the gray level range of histogram. Opening and closing operations were used to remove small objects and remaining artifacts within the image and to smooth out the contour of the breast image. As the edge still presented an irregular contour, a B-spline Interpolation was applied using 32 pixels control point intervals to get the final smoothened contour of the breast region.

The pectoral muscle region has a predominantly high density that interferes with the analysis of the mammogram. Therefore, it should be found and excluded. The high density can be used to segment out this region. We used the Radon Transform for detection of the pectoral muscle region.

The Radon Transform of an image is the projected sum of intensity at a given angle. Each point in the Radon domain space ***(s,q)*** corresponds to a line in the spatial domain ***(x,y)*** of image. In Radon domain, the intensity stronger peaks correspond to the location (direction and distance) of hightest intensities in gray level image or a straight line in binary image (figure 2) [13].

To differentiate the pectoral muscle region a straight line was used for the separation between breast and pectoral muscle tissues. First, a Canny filter based on a Gaussian profile and gradient image calculation was applied for edge image detection [11]. Some straight lines candidates were detected by Radon transform into the angle interval between 5° and 50° for right breast image, and between -5° and -50° for left breast image. The criterion of maximum intensity in Radon domain and localization close to the thoracic wall defined a straight line to represent edge pectoral muscle region. Figure 3 presents an example to detection this straight line.

In order to develop a process for automatic identification of the position of the nipple in a mammographic image, important features of breast anatomy were considered: 1) the nipple belongs to the anatomical structure of the breast surface, 2) glandular tissue contain structures (lobes, alveoli and ducts) that converge towards the nipple. 3) mammary tissue consists of glandular, fibrous and fatty components with the fatty tissue presenting the lowest density.

To determine the nipple localization, the initial idea was to locate a near point to nipple in breast region, where dense tissues direction converges. First, we applied the morphological TopHat filter to enhance the breast structure converging to the nipple. TopHat is defined as the difference between the original image and its morphological opening. It enhances the selected objects based on the shape structuring element and also darkens the background elements. We used disk-shape structuring element of 50 pixels radius (figure 4b). Radon Transform was subsequently applied for an angle interval of $45+\alpha \leq \theta \leq 135+\alpha$, for right breast image, and $-45-\alpha \leq \theta \leq -135-\alpha$, for left breast image, where a is the direction of the pectoral straight line, and q is angle in Radon domain. As previously, in Radon domain the strongest peaks correspond to the direction of highest intensities in mammograms. In figure 4c, straight lines in image represent, for each angle of the interval, the point with stronger peak in Radon domain. The point near to nipple containing the highest number of coinciding straight lines was considered as the convergence point (pc). The nipple position, due to the adopted anatomical characteristics, must belong to the breast edge. Therefore to find a straight line that intecepts the convergence point and a point of the contour of the breast is needed to determine the nipple position. To select this straigth line, we apply Radon transform in gray level image, without application of the TopHat filter, and locate, in Radon domain, the intensity strongest peak of the convergence point position (see Figure 4d).

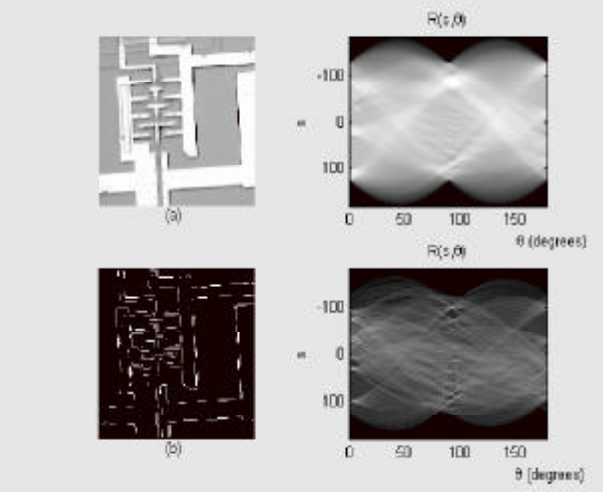


Figure 2 – The Radon domain of the gray level image (a) and binary image (b).

Results and discussion

The method was applied, preliminarily, to 540 images from the database of the University Hospital of School of Medicine of Ribeirão Preto of University of São Paulo (HCFMRP-USP), Brazil. The images have spatial resolution of 300dpi (pixel size of 84.67μm) and 4096 gray levels. We used 74 mammographic film with size of 240x300 mm and 466 of 180x240mm. Therefore, the image pixel matrix was approximately of 2835x3543 and 2126x2835, respectively. Clippings in

the images were realized to remove the patients identification registered in mammograms. For reduction of processing time, all images were reduced to 1024x1024 pixels by bi-linear interpolation technique. The pixel size increased, due this transformed process, of 84.67 μm for 279.40 μm and 223.50 μm, respectively.

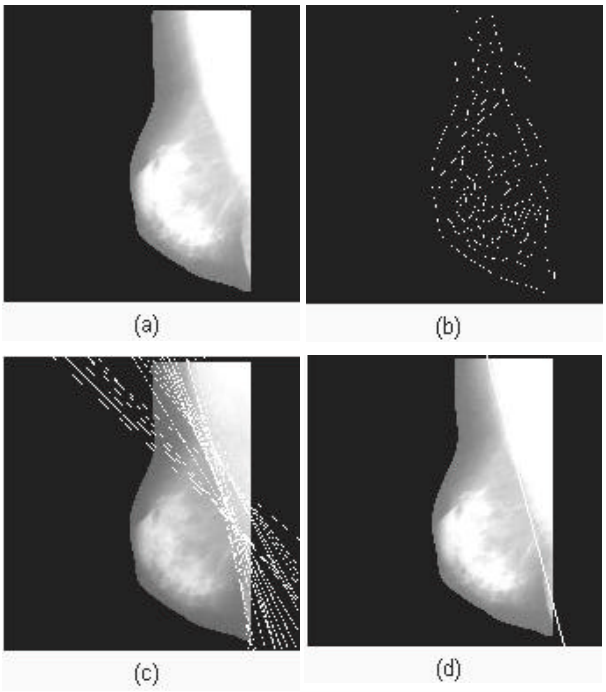


Figure 3 – An example of the detection of the pectoral straight line: (a) original image; (b) the edge image detection with the Canny filter; (c) detection of the some straight lines candidates by Radon transform; (d) selection of the pectoral straight line by adopted criterion.

To evaluate the automatic pectoral straight line detection, a radiologist specialist determined the pectoral straight line position by visual analysis and a comparison was done computing the average Root Mean-Square Error (R_{MSE}) expressed as:

$$E_{RMS} = \frac{1}{L}\sqrt{\sum_{i=1}^{L}\left(x_i^r - x_i^s\right)^2 + \left(y_i^r - y_i^s\right)^2} \qquad (1)$$

where, (x_i^r, y_i^r) and (x_i^s, y_i^s) are nipple positions detected by radiologist specialist and automatic scheme, respectively, and L is number of positions in straight line.

To evaluate the automatic nipple detection, a radiologist specialist determined the nipple position by visual analysis and a comparison was done computing the average Root Mean-Square Error (R_{MSE}) expressed as:

$$E_{RMS} = \sqrt{(x_i - x_j)^2 + (y_i - y_j)^2} \qquad (2)$$

where, (x_i,y_i) e (x_j,y_j) are nipple positions detected by radiologist specialist and automatic scheme.

The average R_{MSE}, for pectoral straight line and nipple position detection, was calculate in millemetre, multiplying the error, in pixels, by corresponding pixel size.

The evaluation of results obtained from the edge restoration and breast region segmentation stage were visually analyzed by a radiologist specialist in mammography, who scored the contour as unacceptable, acceptable and accurate. The results were 21 (3.9%), 154 (28.5%) and 365 (67.6%), respectively.

The pectoral straight line detection step yielded approximately an average R_{MSE} of 9.8 mm in the mammographic image. Table 1, shows the number of images distributed by error in milimetre. 279 (51.67%) were considered with lowermost error (≤5mm), 168 (31.11%) were considered acceptable (≤15mm), and 93 (17.22%) were considered unceptable (≥20mm).

For the nipple position detection, the average R_{MSE} was approximately 13mm in the mammographic image. Table 2, shows the results obtained for the images by error in milimetre. 117 (21.67%) were considered with lowermost error (≤5mm), 253 (46.85%) were considered acceptable (≤15mm), and 170 (31.48%) were considered unceptable (≥20mm).

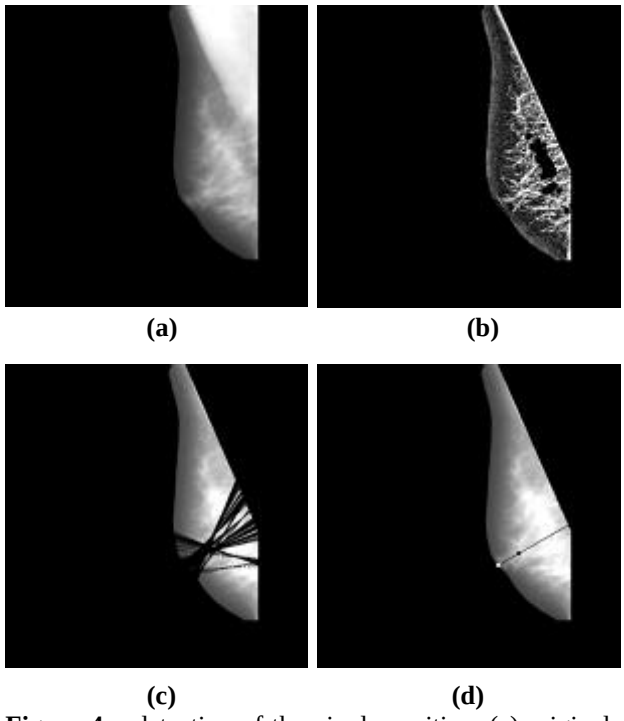


Figure 4 – detection of the nipple position. (a) original image; (b) image after application the TopHat filter; (c) straight lines corresponding to the maximum values of the $R(s,q)$ in the directions $45+\alpha \le \theta \le 135+\alpha$, where a is the direction of the straight line of separation of the pectoral muscle region and q is angle of Radon transform projection; (d) the white point indicates the detected nipple position and black the convergence point (pc).

Conclusion

The results indicate the potential utility for the proposed algorithm presented for breast image restoration, straight line detection of the pectoral muscle region and nipple detection in noisy mammograms.

Table 1 – Number of images distributed by average root mean-square error in millimetre for detection of the pectoral muscle region in medio-lateral oblique views.

	≤ 5mm	≤ 10mm	≤ 15mm	≤ 20mm	> 20mm	Total
Right	150	54	21	17	28	270
Left	129	61	32	18	30	270
Total	279	115	53	35	58	540

Table 2 – Number of images distributed by average root mean-square error in millimetre for detection of nipple in medio-lateral oblique views.

	≤ 5mm	≤ 10mm	≤ 15mm	≤ 20mm	> 20mm	Total
Right	69	73	42	33	53	270
Left	48	75	63	38	46	270
Total	117	148	105	71	99	540

References

1. Kinoshita, S.K.; Azevedo Marques, P.M. et al.: *"Comparative of shape and texture features in classification of breast masses in digitized mammograms"*, Proceedings of SPIE's International Medical Imaging 2000, San Diego, USA, 2000.

2. Ferrari, R.J.; Frère, A.F.; Azevedo Marques, P.M.; Kinoshita, S.K. et al.: *Comparative Evaluation of statistical pattern recognition techniques for the classification of breast lesions.* In Digital Mammography, Klumer Acad. Pub., Netherlands, pp.249-252, 1998.

3. Kassemeijer, N.: *Automated classification of parenchymal pattern in mammagrams* Phys. Med. Biol., 43, pp.365-378, 1998.

4. Hou, Z.; Giger, M.L; et al. : *Computerized analysis of mammographic parenchymal patterns of breast cancer risk assessment: feature selection.* Med. Phys., 27(1), pp.4-12, 2000.

5. Ferrari, R.J.; Rangayyan, R.M., et al.: *Analysis of Assymmetry in mammograms via directional filtering with gabor wavelets.* IEEE Trans. on Medical Imaging, 20(9), pp.953-964, 2001.

6. Zhou, C.; Chan, H-P et al.: *Computerized image analysis: estimation of breast density on mammograms.* Med. Phys., 28(6), pp.1056-1069, 2001.

7. Yin, F.F.; Giger, M.L.; Doi, K. et al.: *Computerized detection of masses in digital mammograms: analysis of bilateral subtraction images.* Medical Physisc, 18 (5), p.955-963, 1991.

8. Perona, P.; Malik, J.: *Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion.* IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 12(7), 1990.

9. Catté, F.; Lions, P.L. et al.: *Image selective smoothing and edge detection by nonlinear diffusion.* SIAM J. Numerical Analysis, 29(1), pp.182-193, 1992.

10. C.A. Segall, C.A.; Acton, S.T.: *Morphological anisotropic diffusion*. Proceedings of the 1997 IEEE International Conference on Image Processing, Santa Barbara, CA, October 26-29, 1997, pp. III-348-351.

11. Canny, J.: *A computational approach to edge detection*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 8(6), 1986.

12. Gonzalez, R.C.; Woods, R.E.: *Digital image processing, 3rd ed.*.Addison Wesley Pub. Co. In, Boston, 2001.

13. Liu, A-Q; Rangayyan, R.M.: *Directional analysis of images in scale space*. IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 13(11), 1991.

14. Mendez, A.J.; Tahoces, P.G. et al.: *Automatic detection of breast border and nipple in digital mammograms*. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 49, pp.253-262, 1996.

15. Chandrasekhar, R.; Attikiouzel, Y.: *A simple method for automatically locating the nipple on mammograms.* IEEE Trans. on Medical Imaging, 16(5), pp.483-494, 1997.

ENSAIO *IN SITE* DE CAMPOS ELÉTRICOS EM SALAS CIRÚRGICAS

M. A. M. de Moura[1,2], G. N. Nogueira Neto[1], S. L. B. de Paula[2] e P. Nohama[1,2]

[1] Pontifícia Universidade Católica do Paraná/LER, Curitiba, Brasil
[2] Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná/CPGEI, Curitiba, Brasil

e-mail: moura@ppgia.pucpr.br

Abstract: The present study analyses electric fields generated by electromedical devices, mainly electrosurgical devices, during surgical procedures. The measurements occurred in operating rooms of three hospitals. Seven kinds of surgeries were monitored. The experiments acquired field samples in four test points around the surgical tables. Fifteen minutes in each point totalized 1 hour of observation per surgery. Mean electric field magnitudes ranged from 1.13 to 3.02 V/m. Maximum field intensities reached 9.12 V/m at distances longer than 2 m. Obtained results were compared to the 3 V/m limit established by IEC 60601-1-2 standard, and showed that some electrosurgical devices introduced mean electric field intensities higher than the limit.

***Palavras Chave*: Campo elétrico, sala cirúrgica, unidade eletrocirúrgica de alta-freqüência, interferência eletromagnética, telefone celular**

Introdução

Muito embora a maioria dos equipamentos eletromédicos (EEM) esteja em conformidade com as recomendações de compatibilidade eletromagnética, regulamentadas pela norma IEC 60601-1-2 [1], pesquisadores têm publicado uma série de relatos de interferência eletromagnética (EMI) provenientes de várias fontes de radiação [2][3][4]. Dentre as fontes interferentes encontradas na literatura, destacam-se os telefones celulares [5] e as unidades eletrocirúrgicas de alta-freqüência (UEC) [6][7]. Rotineiramente, encontram-se essas fontes operando simultaneamente em locais com pouco espaço físico, como salas cirúrgicas, onde existem EEM cuja imunidade à EMI pode ser duvidosa. Existem estudos que investigaram a presença e a intensidade de campos eletromagnéticos de rádio-freqüência (RF) irradiados por transmissores de alta potência nas adjacências e dentro dos hospitais [8][9][10][11]. Alguns estudiosos focalizaram a determinação de campos detectados nos corredores do hospital [12][13][14], enquanto outros avaliaram campos elétricos dentro e ao redor de ambulâncias [15].

Em cirurgias nas quais o paciente tem parte de seu corpo conectado a EEM, o campo eletromagnético existente no ambiente pode induzir a formação de correntes elétricas e provocar microchoques. Dependendo do caminho seguido, a corrente pode causar fibrilação ventricular e, inclusive, a morte do paciente.

Compreender os campos eletromagnéticos durante as cirurgias pode levar a recomendações quanto à aquisição e operação dos EEM existentes nas salas cirúrgicas. Além disso, a análise permite observar se os EEM seguem a norma IEC 60601-1-2. A identificação e a substituição das unidades que não estiverem em conformidade com a norma ou cuja suscetibilidade à EMI tenha sido comprovada aumentará a segurança dos pacientes e operadores dos EEM.

Este artigo tem por objetivo a apresentação de um estudo sobre a intensidade dos campos elétricos produzidos por EEM, especialmente UEC, durante os procedimentos cirúrgicos.

Materiais e Métodos

Os ensaios aconteceram em fevereiro de 2003 em três hospitais da cidade de Curitiba, Brasil, durante o acompanhamento de sete cirurgias (uma de cada tipo): histerectomia ampliada, postectomia, Wertheim Wiggs, apendicectomia, herniorrafia inguinal, laparotomia e laparoscopia gastrintestinal. Essas cirurgias foram monitoradas com a permissão e disponibilidade do centro cirúrgico dos hospitais para a realização do estudo. As dimensões das salas cirúrgicas e o número de membros do corpo médico presente na sala foram levados em consideração para facilitar a instalação e o controle do medidor de intensidade de campo e não interferir no desenvolvimento das cirurgias. Deu-se preferência às salas com dimensões semelhantes, similar localização dos móveis, suportes, EEM e demais instrumentos. Desta forma, os resultados ficaram atrelados ao tipo de cirurgia realizada. As salas disponíveis possuíam as seguintes dimensões: 5,70 ± 0,89 m de largura e 5,50 ± 1,20 m de comprimento.

A disposição das colunas de EEM, o número de membros do corpo médico que circula na sala cirúrgica e o tipo de cirurgia realizada influenciam na formação do campo eletromagnético resultante no ambiente. Devido ao fato de que a coluna de EEM, a UEC e o corpo médico permanecem ao redor da mesa cirúrgica, as salas foram divididas em quatro regiões. As medidas foram adquiridas em um único ponto de ensaio por região. A Figura 1 ilustra a localização desses pontos de ensaio, da UEC e da coluna de EEM. Os números 1, 2, 3 e 4 correspondem às posições em que o medidor de

intensidade de campo ocupou durante os ensaios. O medidor permaneceu a aproximadamente 1,62 m de distância das paredes. A coluna de EEM contém: máquina de anestesia, oxímetro de pulso, monitor de sinais vitais e bomba de infusão.

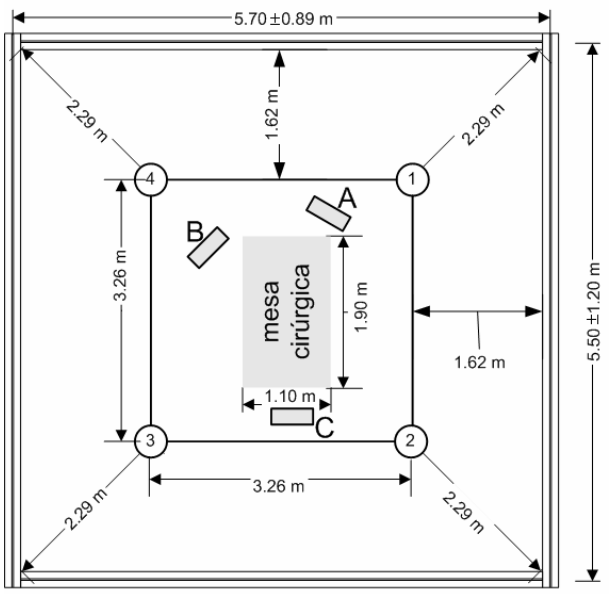


Figura 1: Dimensões das salas cirúrgicas e posição dos pontos de ensaio (1, 2, 3 e 4), coluna de EEM (A), sistema de videolaparoscopia (B) e UEC (C)

A Tabela 1 informa as distâncias (em metros) da coluna de EEM (A), sistema de videolaparoscopia (B) e UEC (C) em relação aos pontos de ensaio. Os valores informados são aproximados uma vez que, algumas vezes, as posições sofreram pequenas alterações para facilitar a movimentação do corpo médico e mobiliário cirúrgico. A aceitação de pequenas alterações nesses pontos foi necessária para garantir a segurança dos pacientes e o sucesso das cirurgias.

Tabela 1: Distância entre os equipamentos existentes nas salas cirúrgicas e os pontos de ensaio – coluna de EEM (A), sistema de videolaparoscopia (B) e UEC (C)

Pontos	**A (m)**	**B (m)**	**C (m)**
1	1,05	2,72	3,25
2	2,90	3,48	1,60
3	3,52	2,35	1,60
4	2,20	1,00	3,25

A distância de separação entre a UEC e o sistema de videolaparoscopia foi de 2,26 m e entre a UEC e a coluna de EEM foi 2,53 m.

O posicionamento dos pontos de ensaio ao redor da mesa cirúrgica objetivou a determinação da intensidade dos campos elétricos presentes à região onde geralmente ficam a coluna de EEM e o corpo médico. As intensidades registradas pelo medidor são a contribuição de todos os campos elétricos que podem influenciar o ambiente local vindo de todas as fontes possíveis (por exemplo, UEC, EEM, telefones celulares, focos cirúrgicos e fontes externas).

Em todas as cirurgias, os campos elétricos foram medidos durante 60 min, sendo 15 min em cada ponto de ensaio. O período de 60 min foi estimado devido ao fato da duração média das cirurgias ser de 50 min com um desvio-padrão de 15 min. Totalizando o tempo despendido na observação de todas as cirurgias, os campos elétricos presentes nas salas cirúrgicas foram monitorados por 7 horas.

O medidor de intensidade de campo empregado nos ensaios foi o EMR-300 (*Wandel & Goltermann*®) com uma *probe* de campo elétrico (calibrada) cuja faixa de freqüência se estende de 100 kHz a 3 GHz. O medidor foi posicionado e iniciou a aquisição no ponto de ensaio 1 finalizando no ponto 4. Para não interferir na circulação e no trabalho do corpo médico, somente o medidor permaneceu dentro da sala cirúrgica durante as medições. Por meio de um cabo ótico, estabeleceu-se a conexão e a comunicação entre o medidor e um *laptop* que ficou do lado de fora da sala. Por meio do *laptop*, programou-se remotamente a aquisição de 900 amostras de campo elétrico a uma taxa de 1 amostra/s. Ao final de cada ensaio de 15 min, um técnico entrava na sala e alterava a posição do medidor.

Resultados

Inspecionando o ambiente eletromagnético das salas cirúrgicas, foi possível observar que, sem a utilização da UEC, a intensidade dos campos elétricos permaneceu abaixo de 0,5 V/m. Entretanto, essas baixas intensidades não entraram na faixa de resposta da *probe* do medidor que se inicia em 0,6 V/m e vai até 800 V/m. Por isso, os valores registrados inferiores a 0,67 V/m (0,6 V/m + 10 %) foram descartados. Toda a análise e estatística realizada neste trabalho são relacionadas a eventos que fizeram as intensidades de campo elétrico ultrapassar 0,67 V/m. Neste item, convém alertar que, apesar do medidor indicar a presença de campos elétricos com intensidades bem abaixo de 0,6 V/m, a *probe* só garante a validade dos que superarem este valor.

Assim que a UEC foi acionada, um elevado valor de intensidade de campo elétrico foi registrado pelo medidor. A Tabela 2 indica a média, o desvio-padrão e os valores máximos dos campos observados.

Conforme é possível observar na Tabela 2, a postectomia e a laparotomia gastrintestinal apresentaram campos com pequeno desvio-padrão. O tempo médio de operação da UEC foi 114 s com um desvio-padrão de 11 s, e somente foi acionada 20 min após o início das duas cirurgias. Para as cirurgias de Wertheim e a apendicectomia, a UEC esteve em operação por 83 s e 608 s, respectivamente. Na laparoscopia e na herniorrafia os campos apresentaram os maiores valores de desvio-padrão observados no estudo. A laparoscopia empregou a UEC poucas vezes (41 s), ao passo que a herniorrafia a utilizou muito (454 s). Durante a monitoração da histerectomia, a UEC foi utilizada durante 1086 s.

Tabela 2: Estatísticas dos valores de campo elétrico registrados durante o período em que a UEC foi acionada (em V/m)

Tipo de cirurgia	Média	Desvio-Padrão	Máximo
Postectomia	1,22	0,38	2,36
Histerectomia	1,76	0,50	4,50
Wertheim Wiggs	2,36	1,02	8,82
Apendicectomia	2,36	0,95	6,14
Laparotomia	1,13	0,35	2,08
Laparoscopia	2,42	2,17	9,12
Herniorrafia	3,02	1,20	6,30

Os valores de campo elétrico variaram entre 1,13 ± 0,35 V/m (laparotomia) e 3,02 ± 1,20 V/m (herniorrafia). Porém, intensidades maiores foram observadas como, por exemplo, os valores máximos de 9,12 V/m e 8,82 V/m registrados na laparoscopia e cirurgia de Wertheim, respectivamente.

Comparando os valores da Tabela 2 com o limite de 3 V/m estabelecido pela norma IEC 60601-1-2, é possível notar que praticamente todas as cirurgias apresentaram valores médios de campo elétrico inferiores ou iguais ao limite. Na postectomia, histerectomia e laparotomia, somando-se a média e o desvio-padrão, os valores resultantes foram inferiores a 3 V/m, porém, isso não aconteceu nas outras cirurgias.

Os valores máximos revelaram que somente a postectomia e a laparotomia não introduziram valores de campo elétrico superiores ao limite da norma. As outras cirurgias apresentaram valores muito maiores.

Discussão

Durante a realização dos ensaios, foi possível observar que, dependendo do tipo de cirurgia, os cirurgiões podem operar a UEC por prolongados períodos de tempo. Algumas cirurgias mostraram utilização extensiva da UEC. Em certas técnicas cirúrgicas, esse equipamento necessita ser configurado para funcionar em modos que empregam maior quantidade de energia para fazer a incisão. Devido a esse fato, os campos elétricos registrados pelo medidor podem se tornar muito superiores aos obtidos em outras cirurgias. Na realidade, essa diferença pode existir na mesma cirurgia.

Analisando as estatísticas dos valores registrados nas cirurgias (e indicados na Tabela 2), pode-se verificar que a soma da média com o desvio-padrão pode resultar em campos elétricos que ultrapassam o limite de 3 V/m estabelecido na norma IEC 60601-1-2. Isso já serve de alerta para os engenheiros clínicos e corpo médico dos hospitais determinarem a suscetibilidade à EMI dos EEM nas salas cirúrgicas.

Tan & Hinberg (1993) analisaram a radiação eletromagnética produzida por uma UEC e verificaram que o campo elétrico de 0,85 V/m medido à superfície do gerador (isto é, 0 m) foi suficiente para causar EMI em outros EEM [6]. Por isso, quando o presente trabalho revela os valores indicados na Tabela 2, juntamente com as distâncias fornecidas na coluna A da Tabela 1, é possível argumentar que os campos elétricos registrados também podem causar EMI nos EEM que funcionam dentro das salas cirúrgicas. De fato, essa suspeita foi confirmada durante os ensaios. O campo eletromagnético produzido pela UEC causou EMI em outros EEM, degradando seu desempenho e atrapalhando a visualização das informações fisiológicas dos pacientes. Observaram-se perturbações nos monitores de sinais vitais e no sistema de videolaparoscopia durante a laparoscopia gastrintestinal.

Em outro estudo, Nelson & Ji (1994) encontraram intensidades máximas de campo elétrico de 43,5 V/m e 7,7 V/m, respectivamente, para os modos de corte e coagulação da UEC [7]. Esses valores foram obtidos à distância de 1 m e são semelhantes aos valores máximos indicados na Tabela 2. Os altos valores de campo elétrico podem expor os EEM a perigosas radiações de RF e ocasionar efeitos de EMI, colocando em risco o sucesso das cirurgias. Uma vez que magnitudes da ordem de 8 V/m a 9 V/m foram registradas a distâncias maiores que 2,5 m, os resultados obtidos remetem à discussão sobre a importância dos ensaios de compatibilidade eletromagnética entre os campos eletromagnéticos produzidos por UEC e outros EEM que funcionam dentro das salas cirúrgicas. Além disso, é válido lembrar que, apesar de sofrerem EMI, certos EEM também podem causar EMI em outros EEM.

A laparoscopia gastrintestinal emprega uma técnica que possibilita que o cirurgião realize e visualize a cirurgia através de um monitor de vídeo. No entanto, algumas vezes o suporte móvel no qual é embutido o sistema de videolaparoscopia é metálico e, geralmente, possui grandes dimensões. Na sala cirúrgica, esse suporte representa um objeto refletor de ondas eletromagnéticas e, portanto, um mecanismo que pode aumentar a intensidade dos campos que nele incidem.

Além da UEC, telefones celulares também estiveram presentes durante todas as cirurgias e, por vezes, o campo eletromagnético ambiente sofreu a sua influência. A contribuição dos telefones celulares tornou-se relevante no momento em que tais transceptores recebiam uma chamada. Na histerectomia, laparotomia e laparoscopia gastrintestinal, foi possível observar a utilização dos celulares por membros do corpo médico. Durante o recebimento de uma chamada, o medidor registrou intensidades de campo elétrico de 1,68 V/m com os celulares localizados a 2 m de distância. Muito embora tenham introduzido campos elétricos inferiores aos da UEC, os telefones celulares irradiam campos e se comunicam em uma faixa de freqüência mais elevada. Logo, podem causar efeitos de EMI diferentes dos ocasionados pela UEC [5].

Em quase todas as cirurgias monitoradas, os técnicos observaram a utilização de pequenas mesas metálicas servindo de suporte para os telefones celulares dos integrantes do corpo médico. Quando não existiam tais suportes, o parapeito da janela servia para este propósito. Todos os celulares eram colocados em linha

sobre o parapeito. Cada vez que um celular recebia uma chamada, um enfermeiro atendia a ligação e, no caso do destinatário desejado ser o cirurgião, o enfermeiro se aproximava da mesa cirúrgica e segurava o celular ao ouvido do cirurgião. Então, o cirurgião podia conversar de maneira "*hands free*" sem interromper a prática cirúrgica. A presença indiscriminada dos celulares dentro das salas cirúrgicas, mais uma vez, remete à problemática da EMI em EEM, ainda sem debater a questão ética da sua utilização pelos profissionais do corpo médico.

Conclusão

No presente trabalho avaliou-se a intensidade dos campos elétricos existentes nas salas cirúrgicas, dando ênfase aos campos produzidos por UEC. Dentro de um contexto mais amplo, os resultados representam um passo inicial na identificação dos problemas de EMI em salas cirúrgicas.

A partir dos resultados, pode-se verificar que, dependendo do tipo da cirurgia, a UEC pode contribuir para a geração de campos elétricos que incidam sobre os demais EEM presentes nas salas cirúrgicas com intensidade superior ao limite de 3 V/m enunciados pela norma IEC 60601-1-2. Por isso, todo esforço para determinar se os EEM são suscetíveis à EMI é muito importante. Somente após terem sido submetidos a testes de EMI e obtiverem bom desempenho, os EEM podem fornecer sinais fisiológicos confiáveis.

Referências

[1] IEC, *Medical electrical equipment: part 1 general requirements for safety: collateral standard: electromagnetic compatibility*, IEC60601-1-2, Geneva, 1993.

[2] AAMI, *Guidance on electromagnetic compatibility of medical devices for clinical/biomedical engineers - part 1: radiated radio-frequency electromagnetic energy*, 18, 1997.

[3] TURCOTTE, J. and WITTERS, D., "A practical technique for assessing electromagnetic interference in the clinical setting: ad hoc testing", *Biom. Instr. & Techn.* 32(**3**):241-252, 1998.

[4] SILBERBERG, J. L., "Performance degradation of electronic medical devices due to electromagnetic interference", *Compliance Eng*. 10(**5**):25-29, 1993.

[5] NOGUEIRA NETO, G. N., *Metodologia de ensaios ad hoc e avaliação de interferência eletromagnética em equipamentos eletrônicos*, dissertação de mestrado, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Curitiba: Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, 2003.

[6] TAN, K. S. and HINBERG, I., 'Measurement of electric and magnetic fields from an electrosurgical device that interfaces with other medical devices', *Bureau of Radiation and Medical Devices*, Ottawa, Canada, pp. 1428, 1993.

[7] NELSON, R. and JI, H., 'Electric field strengths created by electrosurgical units', *Proc. IEEE Inter. Symp. on EMC*, Chicago, USA, pp. 366-370, 1994.

[8] ROBINSON, M. and WAINWRIGHT, N., 'EMC of medical equipment', *EMV'99*, Dusseldorf, Germany, 1999.

[9] VLACH, P., SEGAL, B., and PAVLASEK, T., 'The measured & predicted electromagnetic environment at urban hospitals', *Proc. IEEE Inter. Symp. on EMC*, Atlanta, USA, pp. 4-7, 1995.

[10] IRNICH, W. E. and TOBISCH, R., "Mobile phones in hospitals", *Biom. Instr. & Techn.* 33(**1**):28-34, 1999.

[11] DAVIS, D., SKULIC, B., SEGAL, B., VLACH, P., and PAVLASEK, T., 'Hospital emergency room electromagnetic environment', *Proc. IEEE Inter. Conf. EMBS*, Chicago, USA, pp. 2543-2546, 1997.

[12] DAVIS, D., SEGAL, B., CINQUINO, A., HOEGE, H., MASTROCOLA, R., and PAVLASEK, T., 'Electromagnetic compatibility in hospital corridors', *Proc. IEEE Inter. Symp. on EMC*, Seattle, USA, pp. 268-272, 1999.

[13] DAVIS, D., SEGAL, B., TRUEMAN, C. W., CALZADILLA, R., and PAVLASEK, T., 'Measurement of indoor propagation at 850 MHz and 1.9GHz in hospital corridors', *Proc. IEEE Conf. on Antenn. and Propag. for Wirel. Comm.*, Waltham, USA, pp. 77-80, 2000.

[14] DAVIS, D., SEGAL, B., MARTUCCI, D. M., and PAVLASEK, T., 'Volumetric 1.9-GHz fields in a hospital corridor: electromagnetic compatibility implications', *Proc. IEEE Inter. Symp. on EMC*, Montreal, Canada, pp. 1131-1134, 2001.

[15] BOIVIN, W. S., BOYD, S. M., COLETTA, J. A., and NEUNABER, L. M., "Measurement of radiofrequency electromagnetic fields in and around ambulances", *Biom. Instr. & Techn.* 31(**2**):145-154, 1997.

SEGUIMIENTO DE ALUMNOS DE INGENIERIA BIOMÉDICA EN LOS PRIMEROS CURSOS: UNA ESTRATEGIA PARA MEJORAR LA CALIDAD EDUCATIVA

María E. Rodríguez Damonte* y Estela Ruiz**

* Alumna de Ingeniería Biomédica, Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología (FACET)
**Departamento de Bioingeniería, FACET, Universidad Nacional de Tucumán (UNT), Tucumán, Argentina

e-mail: eruiz@herrera.unt.edu.ar

***Abstract*: Highly populated classes, students that repeat or drop out and inadequacy of the institutions strongly affect education quality. The aim of this paper was to devise a methodology in order to analyse the students´ academic performance. Numerical data such as enrollment, course of study performance, inquiries and opinions provided by key informants were used. The monitoring strategy was applied taking into account a group of students that completed the first Biomedical Engineering courses. We consider that the strategy would allow to detect some causes of drop out, repeatance, teaching techniques adequacy or problems brought about by the variety of subjects and it would facilitate the career self-evaluation as well.**

Key Words: academic performance, students´drop out, Biomedical Engineering teaching.

Introducción

El número elevado de alumnos por materias, la repitencia de cursos, la deserción, el bajo rendimiento académico sumado a la falta de adecuación de la currícula y de las prácticas docentes, afectan a la mayoría de las carreras universitarias en Latinoamérica **[1]**.

En el aula, la relación docente alumno se ve afectada por la masividad de la matrícula, especialmente en las materias de primer año, esto exige la adecuación tanto de las prácticas didácticas para optimizar los procesos de enseñanza-aprendizaje como de la infraestructura, materiales y equipamiento. Mientras, el alumnado de esta época se caracteriza por tener altos índices de abandono del cursado y de carreras, repetición de cursos, ausencia en los exámenes, poca motivación o falta de hábitos adecuados de estudio, influyendo en gran medida la situación socio-económica en la que vive.

Sumando a lo dicho, las exigencias de las evaluaciones a las universidades y carreras hace que resulte un desafío organizar una carrera y mantener la calidad educativa

La enseñanza de la Bioingeniería en general y de la Ingeniería Biomédica en particular, implica introducir al futuro profesional en diferentes áreas del conocimiento como matematica, electrónica, física, anatomía y fisiología humana, informática, instrumentación, administración y gerenciamiento de tecnología médica **[2]**. Resulta a veces problemático adecuar las diferentes modalidades de enseñanza y exigencias de los docentes de cada área y sobre todo que los alumnos puedan en poco tiempo adaptarse y vencer las dificultades de cada asignatura.

Una manera de monitorear el funcionamiento de una carrera y el rendimiento de los alumnos es realizando un estricto seguimiento de los resultados académicos. En este trabajo nos propusimos diseñar un método de seguimiento del rendimiento de los alumnos de la carrera de Ingeniería Biomédica de la UNT, recientemente creada (2002)

Materiales y Métodos

Se tomaron los datos numéricos de la primera promoción de alumnos de la carrera de IBM, inscriptos en el 2002, obtenidos de la Base de Datos de Gestión Alumnos de la Facultad:

inscriptos en el año 2002, reinscriptos de la misma promoción en 2003 y 2004,
inscriptos y aprobados en cada materia,
aprobados por equiparación en cada materia,
de materias aprobadas por todos los ingresantes 2002.

Se obtuvo información detallada del cursado de la materia Anatomía para Ingenieros de la que se tomó:

real de inscriptos 2002 y reinscriptos 2003 y 2004

De los resultados del cursado se tomó: los que regularizan, no regularizan, abandonan, rinden, no rinden, aprueban y los resultados de los exámenes parciales.

Se utilizaron las manifestaciones verbales de diferentes informantes clave, alumnos, profesores y ayudantes de la carrera, que aportaron su experiencia diaria.

También se realizó una encuesta a un grupo de alumnos de la carrera para conocer sobre la información que tenían de la misma en el momento de elegir. La encuesta se realizó a una muestra de 56 alumnos que se encontraban en el segundo año de cursado, se preguntó específicamente:

1) Conocía Ud. el plan de estudios de la carrera cuando la eligió? (para responder SI-NO), 2) Qué hubiera

esperado en el momento de elegir, a) Mayor información sobre la carrera (para responder SI-NO) y b) Mas y/o mejores acciones de orientación vocacional (para responder SI-NO).
Se analizaron los datos y se realizaron diferentes asociaciones entre ellos, mediante tablas, diagramas de flujo o gráficos, hasta lograr la que mejor mostraba la realidad.

Resultados

El seguimiento de los alumnos promoción 2002 hasta el año 2004, permite determinar la deserción. En la Figura 1 se observa que en el año 2004 mas del 50% de la promoción no continua con el cursado de la carrera.

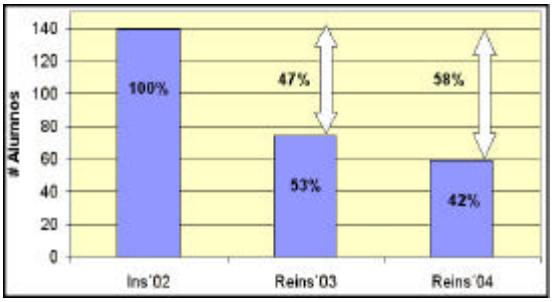


Figura 1: Inscriptos y reinscriptos de la misma promoción.

Un alumno que este al día con la carrera (a Mayo de 2004) debería tener 16 materias aprobadas. En la Figura 2 se han organizado los datos segun # de materias aprobadas en la carrera. En el extremo derecho de la grafica se obseva que ningun alumno tiene mas de 14 materias aprobadas.

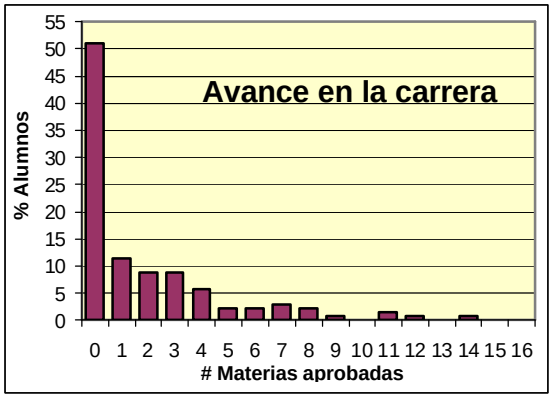


Figura 2: Avances en la carrera segun # de materias aprobadas.

Ingenieria Biomedica se dicta paralelamente con otras ingenierias con las que comparten la mayoria de las materias del ciclo básico e incluso varias algunas del área electrónica. Diferenciando los alumnos que aprobaron por examen o por equiparación con materia de otra carrera, se graficaron los resultados de todas las materias. Se puede ver en la Figura 3 que el mayor # de equiparaciones se da en las materias del área matematica.

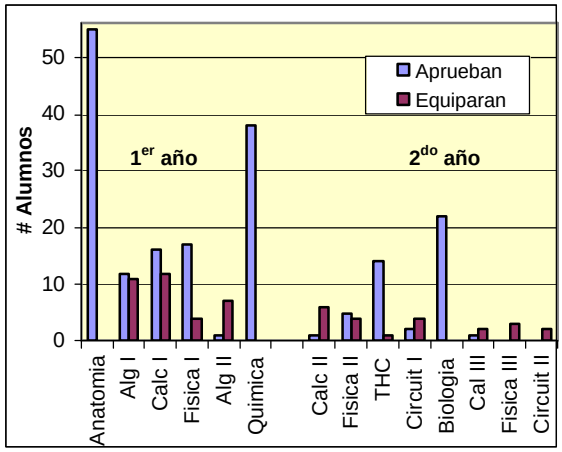


Figura 3: Comparación entre materias aprobadas y por equiparación.

Cuando se asoció el número de alumnos aprobados y numero de alumnos inscriptos para el cursado de cada materia se obtuvo el grafico de la Figura 4. Las materias fueron agrupadas por año, se observa la gran reducción en el # de alumnos que cursan materias en el segundo año. En general se observa el

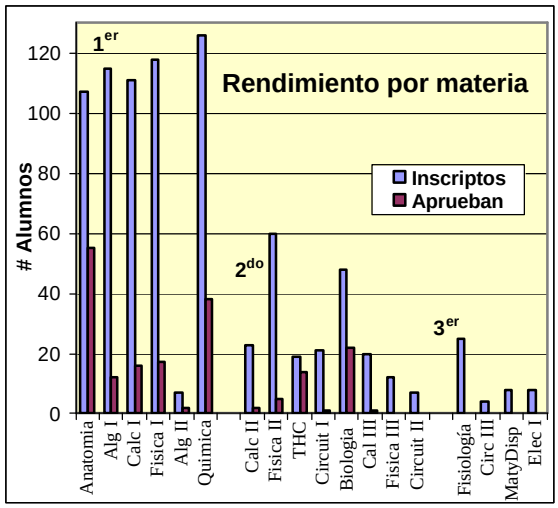


Figura 4: Comparación entre alumnos inscriptos y aprobados por materia en 1ro y 2do año, para 3ro solo se indican las inscripciones del primer semestre

bajo porcentaje de alumnos que logra aprobar la materia a lo largo de todas las fechas de examen posible. Cabe aclarar que los alumnos que cursaron y regularizaron las materias del segundo semestre de 2003 todavia tienen mesas de examenes hasta mediados de 2004.

Con los resultados del primer cursado de la materia Anatomía para Ingenieros, se realizo un diagrama con todas las posibilidades que pueden haber

ocurrido con el alunmo durante el cursado y aprobación de la materia.

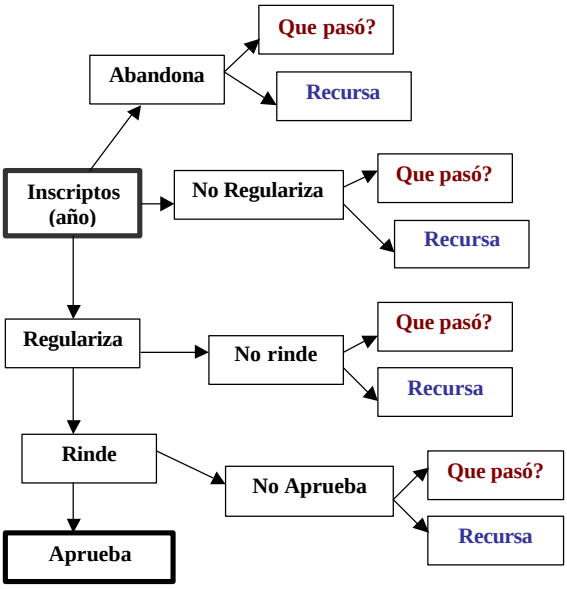


Figura 5: Analisis sobre el cursado por cada materia.

Los alumnos que no aprobaron, no rindieron, no regularizaron o abandonaron, tienen la opción de recursar la materia al año siguiente, sin embargo algunos no lo hacen e integran el grupo que llamamos "Que pasó?", ver Figura 5.

Los resultados de la encuesta realizada a los alumnos de la carrera indican que el 43% no conocía el plan de estudio de la misma. Un 75% contestó que necesitaba mas información y un 70% necesitaba mejores acciones de orientación vocacional.

Discusión

La Base de Datos de Gestión de Alumnos de la Facultad De Ciencias Exactas y Tecnología ha proporcionado la mayoría de los datos numéricos utilizados, sin embargo existen otros datos y/o aplicaciones que seria importante incorporar en base a la experiencia realizada en este trabajo, como por ejemplo la posibilidad de obtener resultados en forma grafica. Fue de gran utilidad recibir la experiencia de diferentes alumnos de la carrera, ya que ellos "viven el cursado desde adentro", favoreciendo la búsqueda de nuevas asociaciones, la interpretación de algunos comportamientos en el cursado y asistencia a clases, como así también las cuestiones interpersonales (alumno-alumno, docente-alumno, alumno-institución). El progresivo aumento del llamado fracaso universitario en sus distintas facetas y formas es un tema vigente en la mayoria de las Universidades Publicas de pais. Esto queda en evidencia en los trabajos presentados ultimamente en los congresos del área **[3][4][5][6]**. Una manera de encarar estos problemas es realizando un seguimiento a los alumnos a lo largo de la carrera para detectar los factores que influyen en el fracaso. En este trabajo se propone una forma relativamente simple de mostrar el rendimiento académico de cada promoción de la carrera.

Se puede mostrar gráficamente el desgranamiento por año, rendimiento por materia y carrera, grado de cursado simultáneo o de cambio de carrera. Ingenieria Biomedica se caracteriza por la diversidad de áreas del conocimiento involucradas **[7],** lo que favorece la disparidad de modalidades de enseñanza y exigencias de cursado, con la posibilidad de tener materias "blandas y duras", que deberían ser detectadas. En este caso al menos quedó evidente la disparidad en el rendimiento en algunas materias. En el seguimiento muchas veces es necesario intercalar datos numéricos con encuestas o entrevistas que podrían ayudar a interpretar los resultados numéricos, así por ejemplo la encuesta realizada indica que los alumnos en el momento de elegir la carrera no tenían una buena referencia respecto de la misma, lo cual podría influir en el rendimiento de los primeros años. El proceso de evaluación de las carreras que se esta llevando a cabo en el país implica la realización de programas y talleres de auto evaluación previos **[8]** para los cuales contar con los datos reales de un buen seguimiento de las carreras y de los estudiantes sería de gran utilidad.

Agradecimientos

Agradecemos al Ing. Maximiliano Odstrcil por el asesoramiento en el manejo de la base de datos.

Referencias

[1] RAMA C., "El nuevo escenario de la ES en América Latina y el Caribe: una nueva reforma", México, IESALC-UNESCO, marzo 2004.

[2] RUIZ E., y ROTGER V. "Programa de enseñanza integral de la Bioingeniería". Anales del Congreso Latinoamericano de Educación Superior en el Siglo XXI**,** San Luis, Argentina, pp. 139 y Anales del XIV Congreso Argentino de Bioingeniería y III Jornadas de Ingeniería Clínica, Córdoba, 2003, T 102, trabajo largo en CD del congreso.

[3] LENTINI M.L., MARTÍNEZ I.Z., LENTINI M.C., TARIFA G.E. y CRESPO S.H., "Repitencia de alumnos en los primeros cursos de matemática: la importancia de su erradicación", Anales del Congreso Latinoamericano de Educación Superior en el Siglo XXI**,** San Luis, 2003, pp. 62, trabajo largo en CD.

[4] MARTÍN V., "El alumno de 1er año en el nivel superior: un estudiante en problemas", Anales del Congreso Latinoamericano de Educación Superior en el Siglo XXI**,** 2003, San Luis, pp.117.

[5] MOYANO M., JURE I., SOLARI A., LUJÁN S. Y TARGHETTA M., "El rol de la universidad pública: políticas de ingreso y permanencia e igualdad social", Anales del Congreso Latinoamericano de Educación Superior en el Siglo XXI**,** San Luis, 2003, pp. 9, trabajo largo en CD.

[6] MUÑOZ DE VISCO E.N. y MORALES DE BARBENZA C., "Características de personalidad del estudiante relacionadas con su rendimiento académico", Anales del Congreso Latinoamericano de Educación Superior en el Siglo XXI**,** San Luis, 2003, pp. 63, trabajo largo en CD.

[7] PERAL DE BRUNO M., DE MÓNACO C. y RUIZ E., "Aportes de educación médica en la carrera de Ingeniería Biomédica de la Universidad Nacional de Tucumán", II Jornadas Científicas Aniversario de la Facultad de Medicina, 2003, Centro Cultural Virla, San Miguel de Tucumán, *Rev. de la Fac. de Medicina de la UNT* 4(2): 38-39, 2003.

[8] CONEAU (Comisión Nacional de Evaluación y Acreditación Universitaria),"Programa de Evaluación Institucional. Informe final." (autoevaluación) 1996; "Evaluación Externa Universidad Nacional de Tucumán . Informe final", 1998; "Articulación. Informe final", 1999, Universidad Nacional de Tucumán.

HEVIB: UN NUEVO ENTORNO VIRTUAL PARA INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA

J. Roca-Dorda. J. A. Noguera, J. Roca-González y J. Jiménez-Martínez

Universidad Politécnica de Cartagena/ Grupo de Investigación Electrónica Industrial y Médica (EIMED), Cartagena, España

e-mail: Joaquin.Roca@upct.es

Abstract: A Labview software environment is presented here as an effective Virtual Tool for simulating, evaluating and customizing of Biomedical Instrumentation. This tool can be used by researches and students as well as designers in the evaluation and customization of the Biomedical Instrumentation behavior (under any kinds of interferences and "artifacts). The tool offers diverse options that allow the work with internet downloaded biosignals; in EDF or any others formats, as also with "field-work" acquired signals; including the possibility of contaminating them in a controlled way for being able to simulate the field-environment in which the data acquisition will take place.

Keywords: Bioinstrumentation evaluation & simulation, artifacts reduction, Virtual Instruments

Introducción

El Grupo de Investigación "Electrónica Industrial y Médica", EIMED, de la Universidad Politécnica de Cartagena, UPCT, al cual pertenecen los coautores de esta comunicación y es liderado por el Dr. Roca-Dorda, mantiene su actividad, desde hace años, en el entorno de la Ingeniería Biomédica y más concretamente, en el del desarrollo de Equipamiento Médico-Clínico, Sistemas de Biofeedback y otros equipos; campos en los cuales son aplicadas técnicas de instrumentación, Hardware-Software, orientadas a la captación y posterior caracterización de las señales bioeléctricas objeto de medida.

A lo largo de estos años en que se ha simultaneado la citada actividad investigadora con la impartición de Asignaturas Optativas, tales como; Diseño con Circuitos Integrados Analógicos Avanzados (titulación de Ingeniero en Automática y Electrónica Industrial), o de Cursos de Postgrado como el de Ingeniería Biomédica, (en el Programa de Doctorado en Tecnologías Industriales), se ha podido detectar la ausencia real de herramientas de simulación de uso sencillo, tanto para las aplicaciones docentes como de investigación.

Especialmente se puso de manifiesto la necesidad de contar, como ayuda al diseño, de sencillas y flexibles herramientas virtuales capaces de simular el comportamiento, frente a artefactos, de las distintas soluciones que pueden ser adoptadas para la definición de un sistema de instrumentación dado, en una aplicación determinada y bajo específicas condiciones del entorno de trabajo

En efecto, no solo las señales bioeléctricas, en general con pequeña amplitud y ancho de banda característico, pueden estar fuertemente contaminadas por interferencias y artefactos tanto de origen *externo* (ruido triboeléctrico producido por los cables y ruido de interferencia generado por otros equipos médicos e industriales), como *interno* (generados por los propios componentes) sino también por otras bioseñales distintas de aquellas que son objeto de medida (como, ejemplo, ECG Fetal y de la Madre, ECG y EMGs, etc.) y, también, por derivas de la propia red de potencia (50/60hz.), inducidas, capacitivamente (sobre el sujeto, electrodos y conexiones), e incluso inductivamente (sobre cables y conexiones) [1].

En estas condiciones, si bien algunas simulaciones sencillas pueden realizarse adaptando software de simulación tan extendido, y por tanto accesible, como Pspice; el conjunto y la variedad de condicionantes a considerar en las aplicaciones biomédicas, nos obligó a considerar la definición de una nueva Herramienta Virtual específicamente orientada a estos fines. Indudablemente, la disponibilidad de esta herramienta debería permitir al diseñador, una fácil realización de numerosos experimentos que, evaluados mediante variados algoritmos, en el dominio del tiempo y de la frecuencia (entre ellos técnicas estadísticas, relación señal-ruido y cálculo de la Dimensión Fractal, etc..); permitieran determinar las soluciones más adecuadas, (en cuanto a selección de configuraciones circuitales, selección de características de los A.I. utilizados y disposiciones para minimizar el efecto de los artefactos) en cada caso concreto.

Materiales y Métodos

A tenor de lo dicho en el punto anterior, el objetivo a conseguir con la Herramienta Virtual que se presenta, se centró en el diseño y desarrollo de una herramienta-software (HEVIB) capaz de importar una señal biomédica cualquiera (EEG, ECG, EMG, etc.); con indiferencia de ser procedente de la captación directa sobre el sujeto, proceder de un archivo EDF o encontrarse en diversos formatos tiempo-valor (Monocanal, tipo Polisomnográfico, etc.), estar registrada en soporte magnético, o bien ser importada, vía Internet, de cualquiera de las Bases de Señales existentes… para, posteriormente, proceder a una contaminación totalmente controlada mediante artefactos y ruido (tanto en modo diferencial, como en

modo común; a 50, 100, 150 Hz. y, en su caso, ruido blanco), o bien con cualquier otra bioseñal de distinta naturaleza (como ECG para EMGs, ECG materno y del feto, etc.).

Seguidamente, partiendo de señales como las descritas, ya selectivamente contaminadas, se podrá eliminar o reducir el efecto de los artefactos añadidos combinando, en la forma adecuada, las técnicas de filtrado digital y /o de hardware con la adecuada selección de los parámetros del amplificador de instrumentación. Finalmente, será posible monitorizar y analizar los resultados obtenidos en la reducción de artefactos, tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia, mediante la implementación de diversas técnicas y algoritmos, capaces de permitir la cuantificación numérica de la efectividad de: La Configuración circuital, el A.I. seleccionado, el uso de Guarda, Guarda Activa y Realimentación Negativa, el uso de Técnicas de Filtrado, Etc.

Básicamente la HEVIB funcionó inicialmente de la forma descrita pero, a medida que se completaba su desarrollo, su funcionalidad fue adaptada para realizar un funcionamiento en dos modos (1 y 2); actualmente se está añadiendo un tercero (3) como se indica en la Tabla 1

Tabla 1: Modos de funcionamiento

Modo	Operación
Enseñanza	1 Contaminación controlada de una fuente pura.
	2 Adaptación directa de los sistemas de Instrumentación y minimización de artefactos.
	3 Correlación entrada-salida para valorar la efectividad.
Depuración	1 Señal contaminada en forma no determinada.
	2 Estudio en el dominio de la frecuencia.
	3 Prueba de técnicas de minimización de artefactos.
	4 Correlación entrada-salida para valorar la efectividad.
	5 Vuelta a 3 y, en su caso, ajuste o selección de otra técnica de minimización, si es necesario
Identificación	1 Incorpora recursos del entorno de la Identificación de Fuentes Ciegas

Estructura

El Hardware necesario para la implementación de la HEVIB se reduce a un PC compatible, de prestaciones nada extraordinarias, (equipado con tarjeta de red y acceso a Internet); siendo necesaria instrumentación externa adecuada, tan solo en el caso de pretender trabajar con bioseñales directamente captadas sobre los sujetos de estudio.

A este respecto, y según los distintos campos de aplicación, hemos podido utilizar, con éxito, las configuraciones que se muestran en la Tabla 2

Tabla 2: Instrumentación utilizada (Capt. Directa)

Aplicación	Instrumentación utilizada
Docencia I	1 INA126
	2 Tarjeta estándar de Sonido
Docencia II	1 INA 126, 106
	2 PCI ATMIO
Investigación	1Sistema Biopac o similar

Por lo que respecta a los Módulos Funcionales que la constituyen; la Herramienta Virtual desarrollada incorpora los siguientes:

- Captación de directas de bioseñales haciendo uso de instrumentación externa
- Importación señales biomédicas, (preprocesadas) y / o archivadas (formato EDF, etc...)
- Pre-filtrado.
- Adición controlada de interferencias y artefactos; tanto en Modo Diferencial, como Común; incluyendo ajustes del espectro, (mezclas), y ponderaciones (amplitudes relativas).
- Reducción / Eliminación de las interferencias y / o artefactos por medio de la combinación de etapas de filtrado digital FIR, IIR: Rechaza-Bandas de 50, 100 y 150 Hz., módulos programables BP (ancho de banda ajustable), selección de parámetros del amplificador de instrumentación (CMRR, A_0), etc.
- Análisis de los resultados obtenidos en el procesado de digital de la señal por medio de; Transformada Rápida de Fourier (FFT), métodos estadísticos (media, desviación estándar, varianza…), relación señal-ruido (SNR) y cálculo de la Dimensión Fractal, (por medio del algoritmo de Katz [2]) para las señales; biomédica, de ruido y ya procesada.

El conjunto de los procedimientos del software y *clusters* que realizan estas funciones se organiza, operacionalmente, en las categorías que son indicadas en la Tabla 3

Tabla 3: Organización Operacional.

Categoría	Función
Señal	1 Control de la Bioseñal capturada
	2 Control de la Bioseñal grabada
	3 Control de las Referencias internas
Ruido	1 Combinación aditiva y ponderada de artefactos (modo diferencial / común)
Filtrado	1 Ajuste de Prefiltrado
	2 Ajuste de Postfiltrado

	3 Id de Parámetros A.I. (CRMRR, A_0.)
FFT	1 Ajuste del análisis espectral
	1 Cálculo de la RSN
Análisis	2 Cálc. de la Dimensión Fractal (Katz)
	3 Cálculos de parámetros estadísticos
	4 Comparación – correlación
Visualiz.	1 Monitores / Pre y Post –visualización

Las conocidas facilidades aportadas por LabView para la definición de Instrumentos Virtuales [3], permiten contar con una eficaz y potente Interface de Usuario totalmente amigable y que asegura un funcionamiento transparente Figura 1

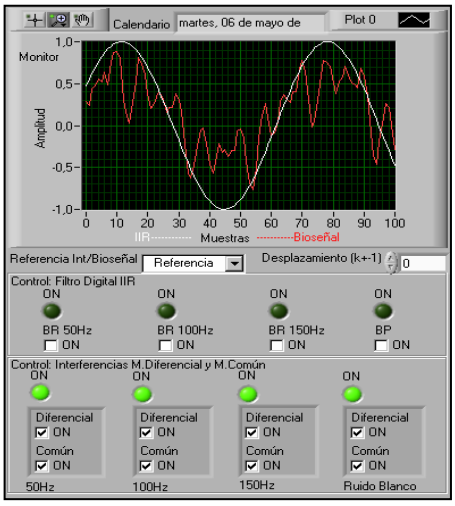


Figura 1: Monitor y sistema de habilitación de ruido y filtrado (en pantalla, interferencia de red y señal interferida)

Resultados

Cuando, p.e., se trata de determinar el Hardware y tipo de filtrado adecuado para la captación de señales de EEG Pz-Oz en un ambiente determinado (p.e.un quirófano), es posible proceder del siguiente modo:

- Manteniendo activas todas las fuentes de contaminación existentes, en el lugar en cuestión; (bisturí eléctrico, bombas, monitores, etc.) se debe realizar una medición, mediante una herramienta de caracterización EMC, que permita obtener una "firma" de las perturbaciones. propias del medio
- Seguidamente se procede a la importación, bien desde un banco de señales accesibles en la web, o bien desde un registro en CD; de un fichero correspondiente a una señal de similares características (en el ejemplo EEG Pz-Oz), fiable, de parámetros de obtención controlados (p.e: off-set de 30 y representación en Época), con nula o admisible contribución de artefactos. En estas condiciones se visualizará, en el monitor de señal, de entrada, la pantalla mostrada en la Figura 2.
- A continuación se debe proceder a interferir, de forma controlada, la señal biomédica con ruido en modo común o diferencial y ponderación de la mezcla aditiva de artefactos según las condiciones características, correspondientes al entorno de trabajo real que está siendo analizando (en esta primera etapa el sistema de filtrado de la HEVIB se debe mantener deshabilitado).

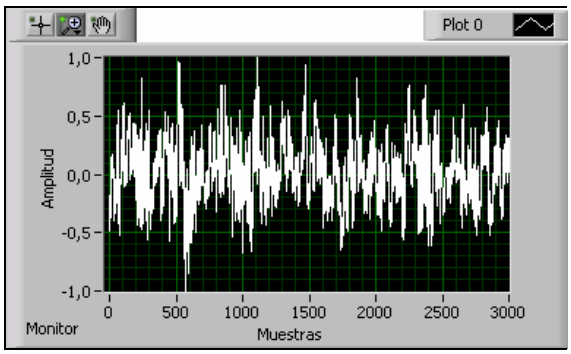


Figura 2: EEG Pz-Oz., época, off-set 30, 3000 m.

Seguidamente, y desde la Herramienta Virtual, se "instalan" monitores de visualización para el ruido, la entrada y la salida de señal mientras que, simultáneamente, se habilitan los módulos de análisis para que operen sobre las señales visualizadas en cada uno de estos monitores. A partir de los datos obtenidos y limitando, (en el ejemplo), la comparación entre Señal / Señal Procesada a los parámetros estadísticos y la Dimensión Fractal; se obtienen los resultados de la Tabla 4:

Tabla 4: Análisis antes del filtrado.

Señal	Desv Est.	Varianza	D. Fractal
Biomédica Entrada	7,94	63,06	1,14337
Ruido	8,36	69,89	1,17564
Biomédica Salida	8,38	69,90	1,17560

En dicha tabla se observa cómo los parámetros evaluados para la señal de salida se alejan de los valores correspondientes en la de entrada. En concreto, la Dimensión Fractal de la señal biomédica interferida o de salida (1.17560) ha aumentado hasta niveles cercanos a los del ruido perturbador, alejándose del valor propio de la señal biomédica, antes de ser contaminada, (1,14337). Este efecto se corresponde con la evidente distorsión (en función de los niveles de ruido) de la señal procesada, lo que en condiciones extremas puede llegar a ser muy observable en los monitores

- Seguidamente es habilitado el módulo de filtrado, cuyo funcionamiento puede ser optimizado, por pruebas sucesivas, hasta conseguir una salida razonablemente "limpia"como la de la Figura 3.
- Después de sucesivos ajustes, se repite el análisis anterior. Evidentemente sus resultados para las nuevas condiciones (filtrado optimizado), quedarán modificados como se muestra en la Tabla 5:

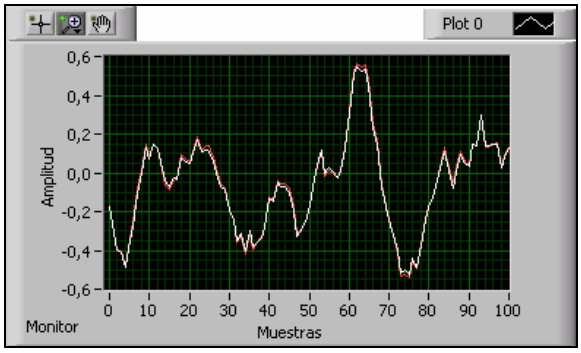


Figura 3: EEG Pz-Oz., + ruido (m. común y diferencial) + posterior filtrado.

Tabla 5: Análisis después del filtrado.

Señal	Desv Est.	Varianza	D. Fractal
Biomédica / Entrada	7,94	63,06	1,14337
Ruido	8,36	69,89	1,17564
Biomédica / Salida	7,93	62,90	1,14370

.

Discusión

Como se ve, el análisis, pone de manifiesto que el valor de la Dimensión Fractal de la señal procesada, una vez filtrada (1,14370) disminuye hasta acercarse a los valores propios de la señal biomédica original o sin interferir (1,14337). Se obtiene, así, una efectiva herramienta para, la rápida determinación del grado de efectividad conseguido por el procesado y filtrado seleccionado, lo que ayuda eficazmente a fijar las especificaciones para la implementación de la instrumentación definitiva,

Conclusión

Los resultados obtenidos, en las simulaciones realizadas, con HEVIB, han permito comprobar su capacidad como potente herramienta de trabajo en orden a analizar como afectan las interferencias y artefactos a los sistemas de Instrumentación Biomédica.

Es el propósito de nuestro grupo continuar depurando y potenciando este entorno, tanto para aplicaciones docentes como de investigación. La herramienta, en sí, es ya plenamente operativa; como se ha demostrado, a lo largo de casi un centenar de análisis de señales EEG obtenidas en actos quirúrgicos realizados en el Hospital del Servicio Regional de Salud Santa, María del Rosell de Cartagena, (España) realizadas para la extracción de Potenciales Evocados de Latencia Media aplicados a la determinación de un índice de Profundidad Anestésica [4]

Por otra parte, pese a lo avanzado hasta ahora, la herramienta es claramente potenciable por la adición de nuevas prestaciones. A este efecto en la actualidad se encuentran en depuración los nuevos módulos incluidos en la Tabla 6:

Tabla 6: Nuevos módulos

Módulo	Función
Recursos Hardware	Implementa, en el AI, técnicas de: Guarda, Guarda Activa, Realimentación Negativa, Boot Strapping, etc...///////
Obtención firmas en EMC	Permite analizar, con la HEVIB, la firma EMC del entorno de trabajo en captación directa haciendo uso de la instrumentación externa, en uso, aplicada a una carga-hardware "dormida"/////////
Base de Datos de Artefactos	Incorpora señales de los diversos artefactos aislados, propios de un entorno determinado, y de sus posibles ponderaciones aditivas. ///////

Por otra parte nuestro grupo, también ha aplicado la experiencia obtenida al desarrollo de técnicas propias para la cuantificación del efecto provocado por la interferencia de red de 50 / 60 Hz. (eventualmente; también a las componentes de 150 y 300 Hz en SAIs y rectificadores Trifásicos) sobre señales bioeléctricas. Estas herramientas permiten, además, valorar la calidad del filtro rechaza banda que se utiliza; todo ello por un método basado en el algoritmo de Katz para el cálculo no lineal de la Dimensión Fractal [5].

Referencias

[1] WALTER H.O., "Basic concepts of medical instrumentation", in WEBSTER, J. G. (Ed): *Medical Instrumentation*, New York: John Wiley and Sons, pp.12-15, 1995.

[2] KATZ M., *Comp Biol. Med.,* 18(3): 145-56, 1988

[3] LÁZARO, A.M. "Labview. Programación gráfica para el control de instrumentación". Paraninfo, Madrid, 1998.

[4] ROCA J., ÁLVAREZ-GÓMEZ J. A., ROCA J. Jr. & JIMÉNEZ J.M., "Closed-loop control in target controlled infusion of intravenous anaesthesia: A model approach", *Proc. 2nd Medical and Biological Engineering Conference EMBEC´02,* Vienna, Austria, 2002, pp 1592, 93

[5] ROCA-DORDA J., MARTÍNEZ GONZÁLEZ F, NOGUERA ARNALDO J. A Y ROCA GONZÁLEZ, J. "Evaluación del Efecto Provocado por el Ruido de Red sobre la Señal de EEG Aplicando el Algoritmo de Katz para el cálculo de la Dimensión Fractal" *Actas del XXI Cong. An. de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica CASEIB´2003,* Mérida, España, 2003, pp 215-17.

EL DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA CLINICA DE UTN – FRSN

S. Ponce [(1)] M. Lencina [(1)]

[1] UTN – FRSN / Departamento de Ingeniería Clínica, San Nicolás, Argentina

sponce@intercom.com.ar

Abstract: The Ministry of Health of the Province of Buenos Aires and the National Technological University sign, in 1991, an agreement of mutual assistance. A Department of Clinical Engineering, dependent on the University, is created in order to find solutions to the variety of problems originated by the use of new technologies applied to medicine. Nowadays, this Department operates in 10 out of the 50 provincial hospitals, carrying out electro-medical maintenance, managing and counseling activities. The aim of this presentation is to transmit the results of this experience, unique in Argentina, which has also started research activities in the University, postgraduate courses and development of new technologies.

Key words: ingeniería clínica, equipamiento médico, investigación, gerenciamiento.

Introducción

El Departamento de Ingeniería Clínica de la Universidad Tecnológica Nacional – Facultad Regional San Nicolás surge en el año 1991, a través de un convenio, entre el Ministerio de Salud de Provincia de Buenos Aires y dicha Universidad. En él, ambas partes se comprometen mutuamente a la asistencia recíproca y la búsqueda de soluciones a la creciente problemática que significa el impacto de la tecnología en la práctica de la medicina y el cuidado de la salud.

Actualmente dicho Departamento, es el mayor de la República Argentina, con grupos instalados en 10 hospitales de la Provincia de Buenos Aires, realizando trabajos de reparación y calibración de equipos e instalaciones electromédicas, así como tareas de gestión y asesoramiento en el área de las nuevas tecnologías aplicadas a la salud.

La motivación de esta presentación es poder transmitir esta experiencia única en Argentina, donde además dicho Departamento fue la base de las actuales actividades: Académicas y de Investigación y Desarrollo, realizadas en la Facultad Regional San Nicolás.

Materiales y Métodos

La firma del convenio mencionado propone como objetivos generales:

- Capacitación de estudiantes avanzados de las carreras existentes, en la rama de la Ingeniería Clínica.
- Inserción de la Universidad en el medio social que la rodea, apuntando a mejorar la salud pública.
- Mejorar la prestación del Hospital, optimizando los equipos y sistemas existentes e investigando el desarrollo de nuevos equipos y soluciones.
- Incorporación de la Investigación Biomédica.

El primer grupo de trabajo comenzó sus actividades en el Hospital San Felipe de San Nicolás en diciembre de 1991. Gracias su exitosa experiencia, se celebran Acuerdos Específicos de iguales características con los Hospitales de las Regiones Sanitarias II, III , IV, V y VII del Ministerio de Salud de la Prov. de Bs. As., durante los años 1996, 1997, 2000 y 2002.

En la actualidad el Departamento de Ingeniería Clínica está compuesto por 13 profesionales y 38 alumnos becarios, brindando servicios en 10 de los 50 Hospitales de la Provincia de Buenos, lo que suman 1900 camas , abarcando un radio de cobertura de 250km (Figura 1).



Figura 1. Ubicación geográfica de los Hospitales atendidos

El modelo de trabajo consiste en tener instalado en cada Hospital, una oficina técnica y un laboratorio equipado para reparaciones . De esta forma, se puede responder en tiempo real a las necesidades de cada Institución. Todo esto coordinado desde un Laboratorio Central en la Facultad Regional de San Nicolás.

Cada uno de estos grupos se componen por uno o dos profesionales y cuatro o seis alumnos becarios, según la magnitud del Hospital (Figura 2).

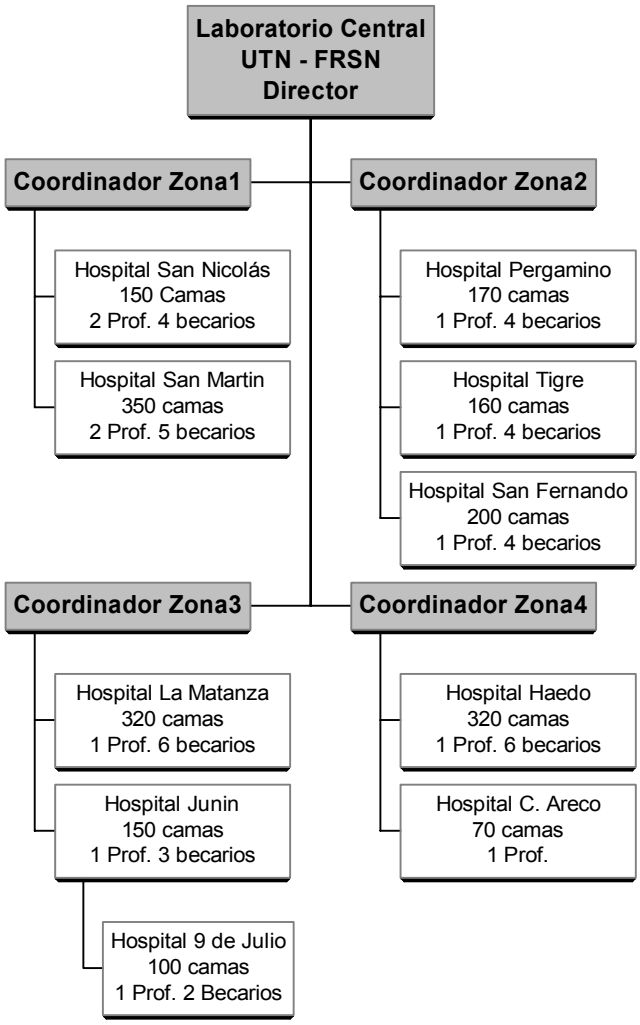


Figura 2. Organización del Departamento

Los alumnos becarios pertenecen a los últimos años de las carreras de Ingeniería Electrónica, Eléctrica, Mecánica y Biomédica. Los profesionales encargados de estos Hospitales, son los alumnos becarios iniciales del grupo de trabajo del Hospital San Felipe de San Nicolás, de esta forma el Departamento de Ingeniería Clínica asegura la calidad y seriedad de los nuevos compromisos asumidos.

A continuación, y a manera de ejemplo se describe el caso particular del Hospital San Felipe de San Nicolás, donde para lograr una resolución rápida de los problemas se decidió "sectorizar" el Hospital en 9 zonas, con un encargado en cada una de ellas. Esto permitía a cada encargado especializarse en un área en particular pero traía como consecuencia, que dicha persona desconocía el resto de los equipos existentes, lo que era muy inconveniente en los casos de emergencias fuera del horario de trabajo. Se implementó entonces la siguiente estructura (Figura 3), donde se mantiene la idea del encargado por zona, solo que se agrega un "asistente" que rota. De esta manera cada integrante es encargado de un área pero a la vez rota por las otras como asistente.

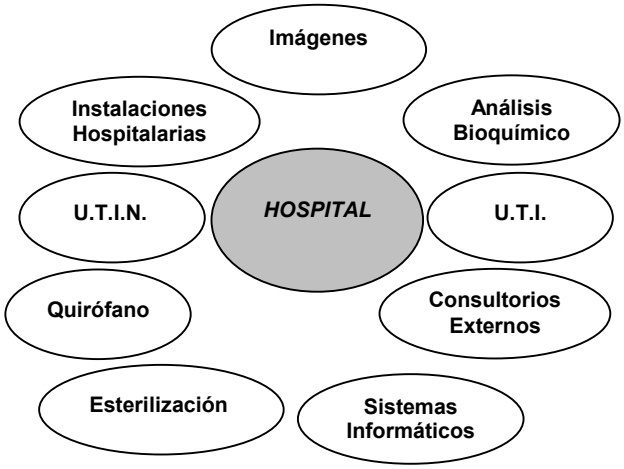


Figura 3: Sectorización del Hospital

El resumen de funciones en cada área es el siguiente:

- *Neonatología:* Reparación, calibración y mantenimiento preventivo de incubadoras, respiradores, oxímetros de pulsos, etc.
- *Diagnóstico por Imágenes:* Reparación, calibración y mantenimiento preventivo de Equipos de Rx convencionales y de alta frecuencia, Tomógrafo, Procesadora de placas láser, Procesadoras de placas convencional y ecógrafos.
- *Terapia Intensiva (Adultos):* Reparación, calibración y mantenimiento preventivo de respiradores, oxímetros de pulsos, monitores de funciones vitales, desfibriladores, etc.
- *Quirófanos:* Reparación, calibración y mantenimiento preventivo de máquinas de anestesia, electro bisturís, lámparas cealíticas,etc. *Instalaciones Hospitalarias:* Reparación, calibración y mantenimiento preventivo de la Central de Gases medicinales (Oxígeno, Aire Comprimido y Aspiración Central), etc.
- *Laboratorio de Análisis Bioquímicos:* Reparación, calibración y mantenimiento preventivo de

Analizadores de Gases en Sangre, Espectrofotómetros, Densitómetros, etc.
- *Esterilización:* Reparación, calibración y mantenimiento preventivo de Autoclaves de vapor, Estufas, Esterilizador por Oxido de Etileno, etc.
- *Consultorios:* Reparación, calibración y mantenimiento preventivo de electrocardiógrafos, electroencefalógrafos, audiómetros, etc.
- *Sistemas Informáticos:* Mantenimiento y configuración de la Intranet del Hospital.

Es muy importante aclarar, que las áreas y funciones descriptas anteriormente, son solo un ejemplo, y se confeccionan según las características y complejidad de cada Hospital.

Resultados

Estamos en condiciones de argumentar que a lo largo de estos diez años de servicios, el Departamento de Ingeniería Clínica de la Facultad Regional San Nicolás demostró que con responsabilidad, capacidad y buen criterio, se les puede asegurar a las administraciones de los hospitales el uso racional de los recursos financieros[1] destinados al mantenimiento y adquisición de equipos e instalaciones electromédicas[2]. Así también dichas instituciones tienen las siguientes ventajas:

- Mejoramiento de la calidad de la prestación.
- Presupuesto controlado para mantenimiento de equipos (Tabla 1).
- Respuesta a la demanda en tiempo real.
- Independencia frente a los proveedores de insumos y repuestos. En promedio, el 85% de los trabajos se realizan por el Departamento de Ingeniería Clínica.
- Reducción de un 40% en el gasto, con respecto a los servicios anteriores que poseían los Hospitales.
- Asesoramiento calificado en compras
- Ausencia del conflicto laboral y sus costos asociados.
- Respaldo Institucional de la Universidad.

Tabla 1. Presupuesto para mantenimiento de equipos

Camas	Repuestos	Convenio	Total
Camas<200	USS 40.000	USS 22.000	USS 62.000
Camas>200	USS 60.000	USS 35.200	USS 95.200
Costo Mant. Electromedico		8% del Capital Instalado	
Costo Mant. Electromedico		5% del Presupuesto Hospital	

Además, este Departamento de Ingeniería Clínica, es la base de las actividades actuales de Investigación y Desarrollo que realiza la Facultad Regional San Nicolás, así como también la generación de una oferta de Posgrado, a través del dictado de la Carrera de Especialista en Ingeniería Clínica

Actividades de Investigación y Desarrollo

En el año 1999 se firma un convenio entre la UTN (Universidad Tecnológica Nacional) y la Universidad Favaloro para realizar tareas en conjunto. En ese marco en el año 2000 se crea un Grupo de Investigación en la Facultad Regional San Nicolás llamado Grupo de Análisis, Desarrollos e Investigaciones Biomédicas (G.A.D.I.B.) [3], que trabaja en forma paralela con el Grupo de Ingeniería Clínica y en estos momentos está realizando las siguientes tareas:

- Caracterización de la Señal de ECG mediante Wavelets.
- Prototipo de Incubadora de Cuidados Intensivos Diseño de un Sistema de Adquisición y Análisis de Señales de ECG.
- Diseño y construcción de la etapa digital de un estimulador neuronal para detectar eventos epilépticos
- Construcción de un transductor de latidos fetales.
- Análisis de imágenes ecográficas para determinar la dP/dt.

Actividades Académicas

En base a la experiencia adquirida durante estos años y con el objetivo de mejorar la formación de profesionales en el área de la Ingeniería Clínica, la Facultad Regional San Nicolás en conjunto con la Universidad Favaloro [4], de reconocida trayectoria en las Ciencias Biomédicas, comenzó a dictar en el año 2002 en la ciudad de San Nicolás el postgrado de **"Especialidad en Ingeniería Clínica"** que tiene una duración de dos años, con un total de 9 módulos :

- Bases de la Fisiología para Ingenieros (60hs)
- Instrumentación Biomédica I (60hs)
- Instrumentación Biomédica II (60hs).
- Riesgos en Centros de Salud (48hs).
- Sistemas de Diagnóstico por Imágenes (60hs)
- Ensayos en Dispositivos Biomédicos (36hs).
- Instalaciones en Centros de Salud (48hs).
- Administración y Gestión de la Tecnología Biomédica (48hs).
- Seminario de Integración Final (80hs).

El seminario de integración consiste en una pasantía en un Centro de Salud, en la cual el alumno conoce la forma de trabajo de un Departamento de Ingeniería Clínica [5], lo que brinda una visión real de su futuro laboral.

Como resultado de las tareas realizadas por el Departamento de Ingeniería Clínica desde el año 1991, en la actualidad la Facultad Regional San Nicolás se desempeña en actividades de Servicio, Investigación y Desarrollo y Actividades Académicas (Figura 4), en el área de la Ingeniería aplicada a la Salud.



Figura 4: Resumen de Actividades.

Discusión

Todas las acciones llevadas a cabo a la fecha, constituyen un valioso capital tanto para la Facultad Regional San Nicolás, como para el Ministerio de Salud de la Provincia de Buenos Aires a través de sus Hospitales asistidos.

Consideramos una etapa consolidara, el trabajo de los diversos Grupos de Ingeniería Clínica, que cumplen una valorada y reconocida función.

Se cuenta con recursos humanos de alta capacitación, que ha logrado formación suficiente para aspirar a metas mayores.

Resulta menester entonces aspirar a las metas mayores que están incluidas en los objetivos del convenio inicial, para cerrar el círculo del conocimiento, objeto de toda Universidad, en este caso vinculado a la actividad multidisciplinaria entre la medicina y la ingeniería.

En consecuencia se impone desarrollar los siguientes objetivos:

- Mantener y profundizar la capacitación del personal afectado a los grupos de Ingeniería Clínica.
- Contribuir a desarrollar la oferta académica de la UTN, en este área en particular y en el nivel de Post Grado.
- Consolidación de la tarea de Investigación, creando grupos al efecto, con la asistencia compartida de la UTN y la Universidad Favaloro.
- Fomentar y asistir la Producción de Bienes y Equipos que pudieran realizarse merced a la actividad emergente del convenio.
- Creación de un Centro de Investigación y Desarrollo en la Especialidad de Ingeniería Biomédica donde se realicen trabajos multidisciplinarios entre las especialidades de medicina e ingeniería que puedan culminar en aplicaciones clínicas concretas.
- Asesorar a los distintos Centros de Salud en los aspectos técnicos relativos a la compra de equipamiento y adquisición de nuevas tecnologías.

Conclusión

Con la ejecución de este convenio se logra un soporte entre dos instituciones públicas en donde la asistencia recíproca ayuda al crecimiento de ambas. Por un lado el Hospital puede mantener controlado el gasto y hacerlo más eficiente, asegurar el correcto funcionamiento de sus equipos e instalaciones de manera de que pueda realizar una prestación eficaz, realizar especificaciones adecuadas para la compra de insumos, repuestos y equipamiento nuevo; mientras que la Facultad además de capacitar a sus alumnos con trabajos de campo, les provee un ingreso que alienta la capacitación permanente, genera una nueva especialización, amplía sus laboratorios pudiendo dar más y nuevas soluciones.

Con esta forma de trabajo se logra que la Universidad colabore con la atención de la salud de la población de menores recursos económicos o sin cobertura social, ya que por no ser una empresa con fines de lucro, sino que el objetivo es el crecimiento del saber y conocer, los costos de funcionamiento de este tipo de convenios son muy inferiores.

Ante los problemas actuales, esto resulta muy importante ya que por un lado el Hospital debe absorber una mayor demanda de la población con el mismo presupuesto, lo cual sería muy difícil de no tener controlado el gasto tecnológico que representa una buena parte del mismo; mientras que la Facultad no podría crecer sin la generación de sus propios recursos.

Por lo dicho anteriormente, la Facultad no es una empresa, por lo que esta actividad está dirigida a organismos públicos con las finalidades dichas, siendo la actividad privada un campo de acción para los graduados que egresan con esta especialización.

Esta exitosa experiencia entre dos sectores del ámbito público, que tuvo como origen una Facultad y un Hospital, tiene hoy difusión en toda la Provincia de Buenos Aires.

Referencias

[1] J.D. Bronzino, “Clinical Engineering: International Comparisons and Future Directions" Management of Medical Technology. 1992.

[2] D. Yadin and T.M. Judd, “Medical technology management - an overview” Space Labs Medical Biophysical Measurement Book, 1993.

[3] G.A.D.I.B. – U.T.N. F.R.S.N., Internet site addres: http://www.frsn.utn.edu.ar, visitado el 12/10/2001

[4] UF, Internet site addres: http://www.favaloro.edu.ar visitado el 01/02/2002

[5] V. L. N. House, et al., “The future of clinical engineer in he 1990s”, Journal of Clinical Engineering, v. 16, 1989.

EFEITO DA EENM POR CORRENTE ALTERNADA DE 1kHz NOS MÚSCULOS FLEXORES DO PUNHO E DEDOS

F. L. Gomes*, A. S. Maluhy*, K. F. Pires**, A. F. Rocha***, F. A. O. Nascimento***

*Centro Universitário de Brasília – UniCEUB / Faculdade de Ciências da Saúde, Brasília, Brasil
**Universidade Católica de Brasília
***Universidade de Brasília – UNB / Departamento de Engenharia Elétrica, Brasília, Brasil

e-mail: fredlg20@bol.com.br;
keniaf@ucb.br

Abstract: The objective of this work is to analyze the occurrence fatigue due to 1 kHz NMES. 20 healthy females with ages ranging from 18 to 22 participated in the study. The subjects were randomly assigned to two groups. One group (G1) performed isometric contractions at 40% of the maximum voluntary isometric contraction (MVIC) and the second group (G2) performed contractions at 70% of the MVIC after NMES. Even though the results showed a small visual variation in the median frequency for both groups, the statistical tests showed that there is no significant variation in this parameter for both groups (p=0.96 for G1 and p=0.14 for G2). The fact that the occurrence of fatigue could not be observed may turn to be a useful feature of this protocol.

***Palavras Chaves*: EMG, EENM, fadiga muscular, corrente alternada.**

Introdução

A eletroestimulação neuromuscular (EENM) é um recurso amplamente utilizado na prática clínica de Fisioterapia para o tratamento e/ou reabilitação, controle da dor, reeducação muscular, prevenção da atrofia e restauração da função, podendo também ser usada em indivíduos saudáveis para ganho de força muscular [1], [2], [3].

O sucesso da terapia depende de alguns parâmetros físicos que podem ser ajustados em uma corrente de estimulação como freqüência, intensidade, largura de pulso, modulação de amplitude e a freqüência da modulação de amplitude (Fma), que são alguns dos parâmetros físicos que podem ser ajustados em uma corrente de estimulação [4]. A escolha da freqüência é de extrema importância para o desenvolvimento do torque produzido pelo músculo. Porém, uma desvantagem deste recurso é a alta fadigabilidade [5], [6]. A freqüência e a intensidade da corrente são determinantes da fadiga muscular, pois quanto maiores esses fatores, maior o recrutamento de unidades motoras fadigáveis. Isso foi observado em uma comparação entre correntes alternadas de 1 e de 10kHz, onde ficou evidenciado um alto grau de falência de fibras glicolíticas na freqüência de 10kHz [7].

Os regimes de treinamento com eletroestimulação funcional em grupos femininos têm apresentado maiores alterações na força muscular quando comparados com os grupos masculinos. Isto poderia ser explicado pelos níveis baixos de força inicial das mulheres, já que, como regra geral, um músculo não treinado pode ganhar mais força que um músculo pré-treinado[15].

A eletromiografia de superfície (EMG-S) é um recurso que, embora não tenha sido totalmente validado, tem sido muito utilizado para análise e entendimento do comportamento fisiológico do músculo na EENM, e para a avaliação da ocorrência de fadiga muscular. Esse método possibilita o monitoramento do estado do músculo por meio da captação dos sinais bioelétricos gerados em uma atividade muscular. Em uma contração, as fibras musculares sofrem despolarizações, produzindo atividade elétrica que se manifesta como potencial de ação da unidade motora [8], [9]. Esse registro permite o acompanhamento de variáveis associadas ao desempenho do músculo estudado, tais como a força produzida e a velocidade de propagação do potencial de ação. Desta forma, EMG-S representa um meio objetivo para avaliação da eficácia terapêutica da EENM.

Entre os comportamentos fisiológicos apresentados pelo músculo, a fadiga muscular tem sido amplamente analisada pela EMG-S [10], que além de permitir a avaliação da ativação dos músculos, proporciona por métodos indiretos como aqueles que utilizam o espectro eletromiográfico, avaliar a ocorrência de fadiga em tarefas específicas. A Freqüência Mediana (Fmed) fornece uma estimativa confiável, consistente e não tendenciosa do espectro de freqüência, sendo definida como a freqüência do espectro acima e abaixo, do qual o poder espectral é igual. Entre os parâmetros que podem ser utilizados para avaliação do deslocamento, a Freqüência Mediana (Fmed) é a que apresenta melhor correlação com a fadiga muscular [13], podendo ser avaliada por meio da diminuição da freqüência mediana [11].

Este trabalho tem como objetivo verificar a ação da EENM nos músculos flexores do punho e dedos. Para isso, foi utilizada corrente alternada com freqüência de 1kHz, modulada a 50 Hz (Fma) e modulação de

amplitude em 50%. A ocorrência de fadiga é avaliada após a EENM por meio da eletromiografia de superfície.

Materiais e Métodos

Foram analisados os efeitos imediatos de 2 (dois) protocolos de EENM nos músculos flexores do punho e dedos, do membro superior não-dominante. Participaram do experimento 20 voluntárias do sexo feminino da Faculdade de Ciências da Saúde do Centro Universitário de Brasília (UniCEUB), do Curso de Fisioterapia. As voluntárias foram distribuídas em 2 grupos com faixa etária de 18 a 24 anos e foram recrutadas por convite individual que, após esclarecimentos sobre o protocolo, assinaram o termo de consentimento informado, antes do início dos procedimentos experimentais.

Todas as voluntárias seguiram os critérios de inclusão. As voluntárias não deveriam apresentar qualquer tipo de história de fratura ou trauma, dor, disfunções osteoarticulares no segmento a ser analisado e não praticarem atividade física.

Instrumentação

Para a aquisição do sinal eletromiográfico foi utilizado o Eletromiógrafo da EMG SYSTEM-BRASIL. Os testes foram realizados no laboratório de eletrotermofototerapia da Faculdade de Ciências da Saúde (UniCEUB). Foram utilizados eletrodos ativos para captação da atividade elétrica dos músculos flexores do punho e dedos do membro superior não-dominante. Foi utilizado também um equipamento de eletroestimulação neuromuscular (EENM), modelo DUALPEX 961 (QUARK), com 2 canais independentes, gerando pulsos quadrados bifásicos simétricos com intensidade de 0 a 60 mA, possibilitando variações de freqüência na faixa de 1 Hz a 4kHz. Para a EENM foi utilizado um par de cabos com 2 eletrodos de silicone e carbono com área de 5cm².

Procedimentos

A sala de procedimento foi devidamente preparada para o uso dos dispositivos na realização da eletroestimulação, para a medição das contrações isométricas voluntárias máximas (CIVMs) e para a aquisição do sinal eletromiográfico da atividade muscular, de forma a facilitar a operação das atividades experimentais. Em seguida, as voluntárias receberam esclarecimentos a respeito de todas as condutas experimentais, treinamento referente a EENM e esclarecimentos dos comandos verbais. Após essa etapa, foi fornecido o Termo de Consentimento Informado, que foi preenchido pelas voluntárias.

Depois dos devidos esclarecimentos, foi realizada a limpeza da pele com álcool a 94% sobre o ventre dos músculos flexores do punho e dedos do membro não-dominante, para diminuir a impedância elétrica. Posteriormente, foi utilizada a corrente farádica caracterizada por corrente monofásica, com frequência de 50Hz, configuração triangular, com o objetivo de promover contração muscular e localizar o ponto de maior excitabilidade nervosa. Os eletrodos adesivos do eletromiógrafo foram posicionados, sendo que o eletrodo de terra foi posicionado no punho do membro contra-lateral. A disposição dos eletrodos adesivos foi feita sobre o ventre muscular, de forma que estes ficassem em anuência com o alinhamento longitudinal das fibras musculares.

As voluntárias permaneceram sentadas com os membros inferiores apoiados no chão e a articulação do joelho e do quadril fletidos a 90 graus. O membro superior não-dominante foi sustentado pelo apoio de braço da cadeira, com a articulação do cotovelo em 90 graus e o antebraço em posição neutra. A averiguação da angulação da articulação do cotovelo foi por meio de um goniômetro, que foi fixado com fita no braço e no antebraço.

Primeiramente, foram realizadas as coletas do sinal eletromiográfico com a musculatura em repouso, para observar a ocorrência de possíveis interferências. Depois, as voluntárias seguiram com comando verbal dado pelo operador, tendo como objetivo assinalar para a voluntária o momento de início da contração, de forma a sincronizá-la com o processo de aquisição do sinal eletromiográfico. A força foi graduada por um dinamômetro de mão - marca JAMA - dispositivo que quantifica a força, onde a participante fazia um movimento de preensão. As voluntárias realizaram 4 segundos de CIVM para que fossem calculados os valores de 40% ou 70% da mesma. A escolha do valor de porcentagem era feita de forma aleatória, unicego.

Neste experimento foram estimulados os antebraços não-dominantes, de forma a minimizar a possibilidade dos indivíduos apresentarem resistência a EENM, em decorrência do uso intensivo do antebraço dominante nas atividades da vida diária (AVD) [12]. A escolha de 40% da CIVM ocorreu devido a esse nível de contração estar próximo do processo inicial da reabilitação física e o nível de 70% foi escolhido por estar próximo de uma contração submáxima.

A tabela 1 ilustra os parâmetros utilizados no experimento. Como observado, os parâmetros ajustáveis da corrente foram os mesmos para ambos os grupos. No entanto, somente as contrações isométricas voluntárias máximas foram diferentes.

O primeiro procedimento relatado foi realizado uma única vez para se obter a CIVM e então calcular a porcentagem de força que deveria ser exercida durante o restante do experimento. Logo depois dessa fase, a participante era mantida em repouso durante 2 minutos antes de realizar o procedimento seguinte, já com o valor estipulado em 40% ou 70% da CIVM. As voluntárias repetiram três vezes o mesmo procedimento. As CIVMs, juntamente com a aquisição do sinal, eram mensuradas por meio de um dinamômetro. Em cada contração concretizada pela participante, era respeitado

o tempo de 30 segundos de repouso antes de se repetir nova contração.

Tabela 1- Protocolo de EENM

Parâmetros	G1	G2
C.I.V.M (%)	40	70
Frequencia (Hz)	1000	1000
Largura de Pulso (μs)	200	200
Modulação de amplitude (%)	50	50
Freq. de modulação de amplitude (Hz)	50	50
Tempo de subida (s)	2	2
Tempo de sustentação(s)	10	10
Tempos de decida (s)	2	2
Ton:Toff	1:2	1:2
Tempo total de estimulação (min)	30	30

Em seguida, foram estimulados os músculos flexores do punho e dos dedos, com corrente alternada de 1 kHz modulada a 50 Hz (Fma) e modulação de amplitude em 50%. Os eletrodos da EENM e da eletromiografia foram posicionados na linha média do ventre muscular, sendo que os eletrodos de silicone-carbono da eletroestimulação foram posicionados em posição adjacente ao eletrodo adesivo da EMG designado como referência da localização das unidades motoras, preparando-os com gel condutor e fixando-os com fita adesiva. Após a colocação dos eletrodos, foi realizada a EENM, por 15 minutos, no membro não-dominante.

Ao final do período de 15 minutos foram recolhidas novamente as CIVMs e o sinal eletromiográfico. Em seguida, esse processo foi iniciado novamente com mais 15 minutos de estimulação, totalizando 30 minutos. Foi realizada, então, uma nova captação dos sinais eletromiográficos, durante a execução de 3 CIVMs. Terminada a estimulação, as voluntárias permaneceram 15 minutos em repouso e foram realizadas 3 novas aquisições do sinal para finalizar o experimento.

Resultados

Para cada sinal de EMG, foi calculado o espectro por meio da transformada rápida de Fourier e, com base nesse espectro, foi determinada a freqüência mediana. Para o cálculo do espectro, foi utilizada a janela de Hamming. Na figura 1 são mostradas as comparações das médias no tempo O (zero) que se refere ao tempo de repouso, antes da eletroestimulação, após 15 minutos de eletroestimulação, no final de 30 minutos de estimulação e 15 minutos após a estimulação, para os dois grupos, nos quatro instantes em que foram tomadas as medidas. Observou-se, para os dois grupos, uma pequena variação visual na freqüência mediana em função do instante de aquisição da EMG-S. Observou-se também uma ligeira diferença visual entre os comportamentos dos dois grupos. Entretanto, apesar dessas pequenas diferenças visuais, os resultados do teste *belanced one – way* ANOVA para comparação das médias de vários grupos mostraram que não há variação significativa, com o tempo, nos valores da freqüência mediana do EMG. Para o grupo 1, o valor de p foi de 0,96 e para o grupo 2, p=0,14. Além disso, não se observou diferença estatisticamente significativa entre as medidas nos dois grupos.

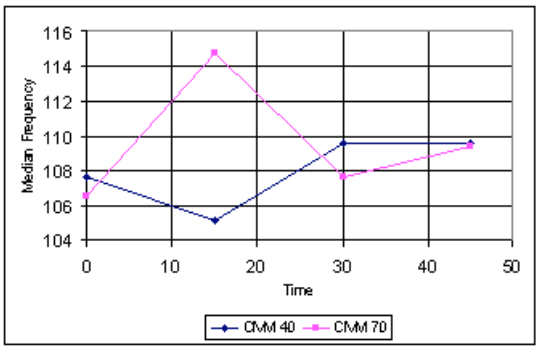


Figura 1: Resultados do experimento.

Discussão

Fadiga muscular pode ser definida como uma diminuição na habilidade de gerar força de um músculo em decorrência de recente atividade[14]. Estes autores citam que inúmeros fatores contribuem para a perda na geração de força muscular como, por exemplo, a diminuição do fluxo sangüíneo, resultando em hipóxia. Nessas condições, o músculo utiliza vias bioquímicas que utilizam o piruvato como substrato energético, levando ao aumento de ácido lático. Fatores neurais também estão envolvidos na redução da atividade muscular. Quando o músculo começa a apresentar fadiga, o sistema nervoso central (SNC) desencadeia um aumento da freqüência de potenciais de ação, no intuito de continuar desempenhando a contração, recrutando novas fibras musculares. Persistindo a atividade, os grupos musculares que recebem esse estímulo perdem capacidade de gerar torque e as excitações neurais deflagradas pelo SNC retrocedem, diminuindo a freqüência de potenciais. As diferentes fibras musculares que constituem a musculatura humana são fatores importantes na ocorrência de fadiga[8], [9].Embora a fadiga neuromuscular tem sido classificada como central e periférica, dependendo se os agentes causais afetam o sistema nervoso central ou se estão confinados a nível muscular, estes autores têm identificado os sítios sujeitos a fadiga neuromuscular: (1) nervos aferentes para excitação do centro motor superior, (2) excitabilidade do neurônio motor, (4) transmissão neuromuscular, (5) excitabilidade do sarcolema, (6) sistema de acoplamento, (7) mecanismos contráteis e (8) suprimento de enrgia metabólica e acúmulo de metabólitos.

Os resultados obtidos no experimento não permitiram observar variação estatisticamente significativa na freqüência mediana. Uma possível explicação poderia ser que o número de sujeitos é pequeno. Entretanto, mesmo com este número de sujeitos, a variação foi muito baixa, o que demonstra que não houve deslocamento espectral significativo. Esta pode ser uma indicação de que esse tipo de

estimulação não leva a uma ocorrência significativa de fadiga.

O uso do protocolo de eletroestimulação de contrações prolongadas e intervalos de longa duração, utilizado neste experimento, condiz com outros trablhos que realizaram protocolos de ganho de força muscular [1], uma vez que, protocolos de longo intervalo de repouso entre as contrações podem minimizar a fadiga neuromuscular e maximizar o ganho de força muscular.

Outro parâmetro a ser avaliado é a relação Ton:Toff, considerado neste trabalho um variável importante para trabalhos futuros, para se verificar como a frequência mediana se comporta quando ocorre a diminuição do Toff.

Conclusão

O experimento demonstrou que, para o protocolo de EENM de 1kHz, não houve ocorrência significativa de deslocamento do espectro eletromiográfico. O fato de não ter ocorrido significativo deslocamento espectral sugere que esse tipo de estimulação (1 kHz) não tende a causar fadiga. Essa característica poderia ser útil em processos terapêuticos, já que a fadiga é considerada um efeito colateral indesejado da EENM. Apesar dos resultados não terem sido completamente conclusivos, eles demonstraram que pode ser útil o estudo mais detalhado desse modo de estimulação. Nesse sentido, seria recomendável a elaboração de novos estudos, utilizando um maior número de sujeitos, envolvendo também protocolos de treinamento de força muscular. O objetivo do estudo seria investigar a utilização dessa corrente no âmbito clínico para ganho de força muscular, minimizando os efeitos de fadiga muscular.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com o apoio do **CNPq**, uma entidade do Governo Brasileiro voltada ao desenvolvimento científico e tecnológico, por meio da Chamada Conjunta **MCT/SEPIN-FINEP-CNPq** 01/2002, Programa de Apoio à Pesquisa e Desenvolvimento e Inovação em Tecnologia da Informação PDI – TI.

Referências

[1] GUIRRO, R., NUNES, C. V., DAVINI, R., Comparação dos efeitos de dois protocolos de estimulação elétrica neuromuscular sobre a força muscular isométrica do quadríceps. *Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo*, 7 (1/2), pp.10 – 15, 2000.

[2] LOW, J.; REED, A., *Eletroterapia explicada: Princípios e Prática*, 3 ed., São Paulo: Manole, 2001.

[3] WARD, A. R.; SHKURATOVA, N., "Russian Electrical Stimulation: The Early Experiments", *Physical Therapy*, 83 (10), pp. 1019 -1030, 2002.

[4] BRASILEIRO, J. S.; CASTRO, C. E. S.; PARIZOTTO, N. A., "Parâmetros manipuláveis clinicamente na Estimulação Neuromuscular (EENM) ", *Fisioterapia Brasil* 3 (01), pp. 16 – 24, 2002.

[5] WARD, A. R.; ROBERTSON, V.J.; MAKOWSKI, R. J., "Optimal frequencies for electric stimulation using medium-frequency alternating current", *Arch Phys Med Rehabil* 83 (7), pp. 1024 –1027, 2002.

[6] WARD, A. R.; ROBERTSON, V.J., "Variation torque production with frequency using medium frequency alternating current", *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 79 (11), pp. 1399 – 1404, 1998.

[7] WARD, A. R.; ROBERTSON, V.J., The variation in fatigue rate with frequency using KHz frequency alternating current. *Medical Engineering & Physics* 22 (12), pp. 637 – 646, 2000.

[8] BERNE, R. M.; LEVI, M. N., *Fisiologia.* Rio de Janeiro: Guanabara, 4 ed., 2000.

[9] GUYTON, A. C.; HALL, J. E., *Tratado de Fisiologia Médica*. Rio de Janeiro: Guanabara, 9 ed., 1997.

[10] JURELL, K. C., "Surface EMG and fatigue", *Phys Med. Rehabil. Clin. N. Am.* 9 (4), pp. 933 – 47*,* 1998.

[11] MOLINA, R. M.; GALAN, A. T.; GARCIA, M. S. M., "Spectral electromyographic changes during a muscular strengthening training based on electrical stimulation", *Electricalmiogr. Clin. Neurophysiol.* 37 (4), pp. 287 – 295, 1997.

[12] PIRES, K. F., *Análise dos efeitos da eletroestimulação neuromuscular de baixa e média frequência, na fadiga e na dor, dos músculos flexores do punho: estudo eletromiográfico*, Dissertação de Mestrado em Fisioterapia – Centro Universitário do Triângulo-UNIT, Uberlândia-2001.

[13] STULEN, F.B.; DE LUCA, "C.I..Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle confunction velocity", *IEEE Transactions on Biom. Eng.v.* 26, pp. 515-523, 1981.

[14] FITTS, R.H.; BALOG, E.M. Effect os intracellular and extracelullar ion changes on E-C coupling and skeletal muscle fatigue. *Acta Physiol Scand*.v.156, pp. 169-181, 1996.

[15] KULZER, A. M.; MAHMUD, M.A.I. Eletroestimulaçõa elétrica transcutânea: estudo de seu efeito sobre o músculo esquelético sadio através da análise eletromiográfica. Revista Brasileira de Fisioterapia. V.4, pp. 87-107, 1991.

EDITOR DE TEXTO PARA FACILITAR O USO DO COMPUTADOR POR TETRAPLÉGICOS

W. T. Watanabe*, J.L.S.G. Almeida*, M. A. S. Bissaco*

* Núcleo de Pesquisas Tecnológicas, Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, Brasil

e-mail: watanabe_william@hotmail.com

Abstract: This work presents a text editor developed for tetraplegics, which includes a new system of letter insertion to avoid excessive head movement and increase the typing speed without causing collateral effects, such as fatigue and giddiness. This system has a phrase and word database to reduce repetitive typing, and also a new way for selecting parts of texts that the tetraplegics wish to format. The functionality tests showed that the editor is faster than the virtual keyboard. Furthermore, the system decreases the number of mouse clicks by 1/6.

***Palavras Chaves*: inclusão digital, tetraplegia, editor de texto.**

Introdução

Todos os editores de texto existentes, como o *Bloco de Notas*, o *Microsoft Word* e outros, necessitam de um dispositivo para entrada de caracteres, geralmente o teclado, que é inacessível às pessoas portadoras de tetraplegia.

Para auxiliar a inclusão digital dessas pessoas foram desenvolvidos dispositivos, que deslocam o cursor lateral e verticalmente na tela do microcomputador e efetuam a ação de *click* [1] – [4], utilizando os movimentos preservados da cabeça, da língua ou das sobrancelhas. Estas ações possibilitam o acesso ao teclado virtual do *Windows*®, que permite a edição de textos através do *click* do *mouse* sobre a tecla desejada.

Entretanto, a digitação é muito lenta e cansativa [3], pois os teclados virtuais existentes [5] se baseiam em vários botões organizados lado a lado, forçando o usuário a movimentar o ponteiro do *mouse* por toda a extensão deles. A maioria também não possui nenhum recurso de formatação, nem capacidade de trabalhar com arquivos, de tal forma que todo o trabalho de digitação é perdido, exceto naqueles que enviam o texto digitado para um editor de texto. Além disso, o *mouse* virtual não é muito preciso, não proporcionando a funcionalidade desejada e causando fadiga após curto período de utilização.

Assim sendo, neste trabalho foi implementado um editor de texto com um novo sistema de seleção de caracteres e um banco de palavras de frases, que visa preservar o tetraplégico dos efeitos colaterais causados pelo uso prolongado do teclado virtual.

Materiais e Métodos

Para desenvolver o editor de texto foram inicialmente obtidas informações sobre os futuros usuários junto às fisioterapeutas do grupo de pesquisa, que no dia-a-dia trabalham com alguns deles.

Estas informações conduziram à elaboração de um novo sistema de seleção de caracteres, que exige menos movimentação e *clicks* do mouse que o teclado virtual, além de um banco de palavras e de frases para evitar digitações repetitivas.

Os algoritmos foram elaborados e implementados empregando uma ferramenta de desenvolvimento de aplicações para Windows, o ambiente de programação *Delphi* versão 6.0, que apresenta uma abordagem baseada em formulários e orientada a objetos, possibilitando a criação de uma interface amigável de fácil interação com o usuário.

O primeiro passo consistiu na elaboração da interface utilizando componentes do *Delphi*, tais como botões, caixas de texto e outros. Em seguida, foram implementados:

a) Seleção de caracteres

O sistema de seleção de letras foi elaborado de modo que o alfabeto é exibido, letra após letra, quando o cursor do mouse é posicionado sobre os botões com o ícone de uma seta (para cima/baixo). O botão da seta para cima é responsável pela exibição automática da letra seguinte e, o da seta para baixo, pela letra anterior. A letra desejada é enviada para a área de edição quando o usuário efetuar o *click* sobre o botão inserir.

O mesmo ocorre para a inserção de números e caracteres especiais.

b) Velocidade e Aceleração

A velocidade controla o tempo de exibição dos caracteres e a aceleração foi introduzida para facilitar e agilizar o processo de seleção dos caracteres, como exemplificam os dois casos citados a seguir:

1º caso: é exibida a letra *A*, mas deseja-se a letra *P*;
2º caso: é exibida a letra *A*, mas deseja-se a letra *B*;

No 1º caso, o usuário pode aumentar a velocidade de alteração dos caracteres para uma seleção mais rápida.

Porém, se a velocidade for mantida, a letra *B* no 2º caso passaria rapidamente, dificultando sua seleção.

Portanto, a introdução da aceleração permite que a velocidade aumente gradativamente, facilitando a seleção tanto do caractere próximo quanto do caractere distante.

c) Banco de palavras e de frases

Na primeira ocorrência, todas as palavras digitadas e as frases formadas são inseridas automaticamente no banco de palavras e de frases. Isto permite ao tetraplégico seleciona-las quando iniciar a digitação em outras ocasiões, evitando dessa forma digitação repetitiva e movimentação excessiva.

d) Classificação das palavras e das frases

Com a utilização do editor, a tendência do banco de palavras e de frases é aumentar cada vez mais. Dessa forma, procurar a palavra ou a frase desejada no meio de tantas outras se torna uma tarefa demorada e cansativa, mesmo que elas estejam organizadas em ordem alfabética.

Para facilitar esta tarefa, foi implementado um sistema de escolha das palavras que leva em consideração sua classificação gramatical. Assim sendo, todas as palavras e as frases inseridas no banco de dados são inicialmente consideradas pelo editor como não classificadas. Para classificá-las, o tetraplégico deve pressionar o botão *Classificar Palavras*, que apresentará um formulário para escolha e classificação da palavra em categorias e, após a realização das alterações desejadas, deve pressionar o botão *Salvar Alterações*.

A classificação das palavras em categorias pode ser um pouco trabalhosa, mas uma vez realizada, as palavras e frase associadas a ela serão selecionadas mais facilmente.

e) Formatação do texto

Para o tetraplégico é difícil realizar simultaneamente os movimento de clicar e arrastar. Isto dificulta a seleção de palavras ou de algum trecho do texto e, dependendo do mouse virtual utilizado, deve ser empregado um esforço maior para executá-los.

Para solucionar este problema, foram acrescentados os botões *Início* e *Fim*. Assim, o tetraplégico escolhe uma extremidade do trecho de texto a ser selecionado, que pode ser tanto o início quanto o fim, visto que o algoritmo corrige automaticamente. Também não há problema quanto ao número de *clicks* realizados, pois apenas o último é considerado. O *click* sobre o botão *Início* indica o início e, após o posicionamento do cursor do mouse na outra extremidade do trecho a ser selecionado, o *click* sobre o botão *Fim* indica o fim. Com isso, o trecho do texto é selecionado automaticamente, necessitando somente escolher a formatação (cor, fonte, tamanho...) desejada ou as ações apagar, copiar e outros.

Resultados

A Figura 1 apresenta a tela principal do editor de texto implementado.



Figura 1: Tela principal do editor de texto

O teste de funcionalidade foi realizado comparando-se o tempo gasto e o número de *clicks* efetuados durante a digitação de textos utilizando tanto o editor implementado quanto o teclado virtual do *Windows*®.

A Tabela 1 mostra o tempo gasto e o número de *clicks* realizados durante a digitação de um texto com 38 palavras (Figura 2).



Figura 2 – Utilização do editor

Tabela 1 – Tempo gasto e número de *clicks* efetuados na edição de um texto com 38 palavras

	Teclado Virtual	Editor
Tempo (minutos)	3,33	1,59
Nº. de *clicks*	228	35



Figura 3 – O autor com o dispositivo de acesso ao computador e a fisioterapeuta

Discussão

Nos primeiros testes de funcionalidade do editor foi considerado um mouse comum habitualmente utilizado por pessoas não tetraplégicas. Os voluntários utilizaram o teclado virtual do *Windows*® e o editor implementado neste trabalho durante 20 minutos para adaptação e, em seguida, digitaram os textos propostos. Na Tabela 1 observa-se que a digitação de um texto com 38 palavras utilizando o editor é 2 vezes mais rápida que a realizada com o teclado virtual, além de diminuir em 1/6 o número de *clicks* necessários.

Em seguida, os testes foram realizados com o dispositivo de acesso ao computador, desenvolvido por [4] especificamente para tetraplégicos (Figura 3). A movimentação do mouse foi realizada com os movimentos preservados da cabeça e o *click* do mouse através da inflação da bochecha.

A movimentação demasiada da cabeça para todos os lados causa tontura, mas o editor diminuiu esses movimentos com o auxílio de seu sistema de seleção de caracteres e do banco de palavras e de frases. Com o sistema de seleção de caracteres foi possível escolher todas as letras com um único botão, mantendo o cursor parado, enquanto as letras foram alteradas automaticamente. Esse período também serviu como um pequeno repouso entre um movimento e outro.

Se o usuário tiver um bom domínio sobre o dispositivo de acesso ao computador, ele pode aumentar a velocidade de alteração dos caracteres e também pode controlar a aceleração, para que a velocidade aumente gradativamente.

O botão *Auto* também auxiliou bastante, pois eliminou a preocupação com a caixa do texto (alta ou baixa) e a tabulação (quando se pula de linha). O banco de palavras e de frases desempenhou um papel importante, pois foi responsável pela diminuição do número de *clicks* do mouse em todos os testes realizados.

O editor funcionou como esperado, embora tenha havido alguns problemas inerentes ao próprio dispositivo de acesso ao computador: na direção lateral o cursor se movimentava muito pouco.

Conclusão

Os testes de funcionalidade realizados foram satisfatórios. O programa funcionou como esperado, prolongando consideravelmente o tempo de digitação sem tonturas ou fadigas.

O banco de palavras e de frases reduziu consideravelmente o número de *clicks* efetuados durante a digitação dos textos propostos e a formatação foi facilitada com o sistema de seleção de trechos do texto, que dispensa o movimento de clicar e arrastar.

O editor está pronto para a apreciação das pessoas para as quais foi desenvolvido.

Agradecimentos

À FAEP (Fundação de Amparo ao Ensino e Pesquisa da UMC) e ao CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico) pelo auxílio financeiro.

Referências

[1] Moraes, J. C. T. B. (2000), "Engenharia de Reabilitação e Dispositivos Assistenciais: Estado da Arte e Perspectivas". In: Anais do XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Florianópolis, Brasil.

[2] Larissa Barreto Adad, Rita dos Santos, Gabriel dos Santos, Walter Corso, Suzana Barreto Martins, Percy Nohama, "Plugga: Sistema de Comunicação para Indivíduos Tetraplégicos", XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica 11 – 13 de setembro de 2000 Ilha de Santa Catarina - Brasil, pp. 81.

[3] Müller AF, Zaro MA, Silva Jr. DP, Sanches PRS, Thomé PRO, Ferlin EL, Lopes DR, "Dispositivo Emulador de Mouse dedicado à pessoas Tetraplégicas ou portadoras", XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica 11 – 13 de

setembro de 2000 Ilha de Santa Catarina - Brasil, pp. 79.

[4] Almeida, J.L.S.G.; Komatsu, E.M.; Frère, A. F., Periféricos de baixo custo para inclusão digital do tetraplégico – In: Proceedings of the IADI INTERNATIONAL CONFERENCE WWW/Internet, Algarve, 2003. (CD-ROM)

[5] http://www.acessibilidade.net/at/kit2004/computador.htm acessado em 10/05/04.

PROTOCOLOS DE TESTE DE SEGURANÇA ELÉTRICA E AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO PARA VENTILADORES DE CUIDADOS CRÍTICOS E APARELHOS DE ANESTESIA

P. C. Silva*, J. C. Langanke Pedroso** e S. J. Calil **

* Biosensor Indústria e Comércio Ltda./Desenvolvimento, Americana, Brasil
** UNICAMP/DEB, Campinas, Brasil

e-mail: pacsilv@yahoo.com.br

Abstract: This paper proposes test protocols for electrical safety and performance assessment of critical care ventilators and anesthesia units. The NBRIEC60601 standards, of the Brazilian Technical Standards Association (ABNT), are adopted as the main reference. Additionally, ISO based Brazilian standards and ECRI's IPM System protocols were referenced. The methodology has been developed to be applied by Clinical Engineering personnel, checking among the items prescribed by the standards the ones which are pertinent to and feasible in an electrical safety and performance assessment program in healthcare facilities, making use of commercially available analyzers.

***Palavras-chave*:** Segurança elétrica, desempenho, ventiladores de cuidados críticos, aparelhos de anestesia, normas técnicas.

Introdução

A ventilação pulmonar assistida faz parte integrante do suporte à vida e é prática corrente em todas as unidades de saúde que prestam assistência a pacientes graves, em tratamento eletivo ou de urgência. Um ventilador pode auxiliar, aumentar a respiração espontânea, ou pode regular completamente uma respiração prescrita para pacientes que não podem respirar por si próprios. Falhas em ventiladores mecânicos expõem pacientes a riscos, podendo causar edemas pulmonares, danos epiteliais, membrana hialina como patologia, aumento do fluxo linfático e coeficiente de filtração, barotraumas, dentre outras patologias [1].

Aparelhos de anestesia tornaram-se os mais importantes objetos da sala de cirurgia nas últimas décadas. Neles, fluxos de gases são medidos com precisão e frações pré-determinadas de agentes anestésicos são aplicadas por meio de vaporizadores. Monitores computadorizados mostram continuamente números e curvas que refletem o estado fisiológico do paciente e o desempenho do equipamento de anestesia. Sistemas de anestesia que funcionam inadequadamente induzem no anestesiologista uma enganosa sensação de segurança, aumentando o risco para o paciente, o que pode levar a lesões irreversíveis ou a óbito [2].

Este trabalho tem como objetivo propor protocolos de teste de segurança elétrica e avaliação de desempenho para ventiladores de cuidados críticos e aparelhos de anestesia, baseados principalmente nas normas da família NBRIEC60601 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

Sua proposição visa minimizar uma lacuna existente na literatura com relação a testes de rotina de segurança elétrica e avaliação de desempenho a serem aplicados em campo por um serviço de engenharia clínica. Esta lacuna está delineada conforme a seguir: Por um lado a normalização vigente é direcionada a produtos e é de difícil aplicação em unidades de saúde. Por outro, a documentação técnica acompanhante de analisadores de segurança elétrica e desempenho disponíveis no mercado fornece informações insuficientes para que a questão seja abordada de maneira consistente.

A norma IEC60601-1, publicada em 1977 pela *International Electrotechnical Commission* (IEC), é a norma internacional mais importante em segurança de equipamentos eletromédicos. Ela foi publicada no Brasil em 1994 pela ABNT sob número NBRIEC60601-1 e título "Equipamento eletromédico – Parte I: Prescrições gerais para segurança". Além desta norma geral, a família de normas IEC60601 é composta por normas particulares e normas colaterais [3].

As normas particulares utilizadas no desenvolvimento deste trabalho foram a "NBRIEC601-2-12: Equipamento eletromédico – Parte 2. Prescrições particulares para segurança de equipamento para ventilação pulmonar em utilização médica" [4] e a "NBRIEC601-2-13: Equipamento eletromédico – Parte 2. Prescrições particulares para segurança de aparelhos de anestesia" [5].

Adotaram-se como referência principal as normas da família NBRIEC60601 por representarem a normalização brasileira vigente em relação à segurança de equipamentos eletromédicos, bem como por serem documentos muito consistentes em termos científicos.

Ainda que direcionadas a produtos, vários dos ensaios prescritos por estas normas são importantes para serem conduzidos como testes de rotina em uma unidade de saúde por um serviço de engenharia clínica. Com relação a isto, é importante notar os fatos a seguir [6].

As prescrições de ensaio das normas NBRIEC60601 são destinadas a serem aplicadas a uma amostra de equipamentos para verificar que o projeto básico e a manufatura estão em conformidade com estas normas.

Adicionalmente, muitos dos testes nas normas NBRIEC60601 são extensos demais para serem aplicados como testes de rotina para cada item de equipamento entregue a uma unidade de saúde. Algumas prescrições de inspeção e ensaios expõem tantos as pessoas quanto os equipamentos a altos riscos. Alguns destes ensaios, se aplicados a cada item de equipamento comprado, tornariam o equipamento inoperante ou inseguro para utilização.

Normalmente, as unidades de saúde não têm a infra-estrutura ou recursos humanos para conduzir todos os ensaios especificados nas normas da família NBRIEC60601.

Pelas razões delineadas anteriormente, não é apropriado, nem compensa financeiramente, efetuar todas as inspeções e ensaios especificados nas normas da família NBRIEC60601 em cada item a ser comissionado.

Em adição às normas da família NBRIEC60601, utilizaram-se as normas: "NBR13730: Aparelho de anestesia – Seção de fluxo contínuo – Requisitos de desempenho e segurança" [7] e "NBR13763: Ventiladores pulmonares para uso medicinal" [8]. Como complemento foram também referenciados procedimentos do "*Inspection and Preventive Maintenance System"* (*IPM System*), do "*The Emergency Care Research Institute*" (*ECRI*).

Materiais e Métodos

A metodologia aplicada para desenvolvimento dos protocolos é composta de quatro etapas distintas [6].

Etapa 1: Verificação dentre os itens prescritos pelas normas aqueles que são pertinentes a um programa de segurança elétrica e avaliação de desempenho a ser conduzido em ambiente hospitalar.

Etapa 2: Verificação dentre os itens relacionados como pertinentes, quais aqueles que são exeqüíveis utilizando-se os analisadores disponíveis no mercado.

Etapa3: Elaboração de um algoritmo para execução dos testes.

Etapa 4: Elaboração das fichas de avaliação dos equipamentos.

O protocolo final produzido para cada equipamento tem seu formato detalhado conforme a seguir:

Aspectos relevantes das normas geral, particular.

Descrição dos testes pelas normas geral e particular (e complemento).

Ficha de inspeção visual.

Ficha de avaliação do equipamento pelas normas geral e particular (e complemento).

Resultados

A aplicação desta metodologia resultou em um conjunto de testes de segurança elétrica e avaliação de desempenho a serem realizados por pessoal de Engenharia Cínica em uma base de rotina, aceitação ou pós-manutenção.

Referenciar-se-á equipamento sob teste por EST e parte(s) aplicada(s) ao paciente por PAP.

Para ventiladores de cuidados críticos são aplicados os testes a seguir [3], [4], [8], [9], [10], [11]:

Consumo de corrente: É medido o consumo de corrente do EST.

Resistência de isolamento: É medida a resistência de isolamento ente fase-neutro – terra e PAP-terra.

Impedância do terra de proteção: É medida a impedância do terra de proteção do EST.

Corrente de fuga para o terra: É medida a corrente que circula da parte a ser ligada à rede para o condutor de aterramento de proteção.

Corrente de fuga através do gabinete: É medida a corrente que circula através do gabinete ou de suas partes, excluindo as PAP, que passa através de uma ligação condutiva externa, diversa do condutor de aterramento para proteção, e através do terra ou de outra parte integrante do gabinete.

Corrente de fuga através do paciente: É medida a corrente que circula da PAP, através do paciente, para o terra, ou passando do paciente para o terra.

Corrente de fuga através do paciente com tensão de rede nas partes aplicadas: É medida a corrente de fuga através do paciente quando se aplica tensão de rede nas PAP.

Corrente auxiliar através do paciente: É medida a corrente que circula através do paciente, em utilização normal, entre elementos da PAP, e que não é destinada a produzir um efeito fisiológico.

Desempenho em forma de onda: Neste ensaio ajusta-se a freqüência e o volume corrente desejado para diversas combinações de complacência e resistência pulmonares; verifica-se se as pressões de pico inspiratória atingidas estão dentro da tolerância aceitável.

Desempenho de volume: É verificado, para diversas combinações de complacência e resistência pulmonares, se a capacidade de entrega de volume corrente do ventilador está de acordo com as especificações do fabricante.

Válvula de alívio de pressão: Verifica-se o funcionamento da válvula de alívio de pressão.

Circuito de pressão: É verificado se não há vazamentos no circuito de pressão.

Sensibilidade: Verifica-se o funcionamento do sensor que detecta o esforço do paciente.

Modos de ventilação: O ventilador deve ter seus parâmetros ajustados para cada modo de ventilação possível, e então é verificado se este está ciclando como deveria através da observação das curvas apresentadas pelo analisador.

Na avaliação de ventiladores de cuidados críticos, deve-se também testar os misturadores (*blenders*), com a aplicação dos testes a seguir [12]:

Taxa de fluxo máximo: Este teste é realizado para verificar se há restrições em uma das entradas do *blender*.

Fluxo com perda de uma fonte de entrada: É verificado o fluxo mínimo entregue pelo *blender* quando há a perda de uma fonte de entrada.

Verificação de vazamentos: É verificado se há vazamentos de uma entrada de gás para a outra.

Precisão: É verificada a precisão das concentrações entregues pelo *blender*.

Para aparelhos de anestesia são aplicados os testes apresentados a seguir [3], [5], [7], [13], [14] e [11]:

Consumo de corrente: É medido o consumo de corrente do EST.

Resistência de isolamento: É medida a resistência de isolamento ente fase-neutro – terra e PAP-terra.

Impedância do terra de proteção: É medida a impedância do terra de proteção do EST.

Corrente de fuga para o terra: É medida a corrente que circula da parte a ser ligada à rede para o condutor de aterramento de proteção.

Corrente de fuga através do gabinete: É medida a corrente que circula através do gabinete ou de suas partes, excluindo as PAP, que passa através de uma ligação condutiva externa, diversa do condutor de aterramento para proteção, e através do terra ou de outra parte integrante do gabinete.

Corrente de fuga através do paciente: É medida a corrente que circula da PAP, através do paciente, para o terra, ou passando do paciente para o terra.

Corrente de fuga através do paciente com tensão de rede nas partes aplicadas: É medida a corrente de fuga através do paciente quando se aplica tensão de rede nas PAP.

Corrente auxiliar através do paciente: É medida a corrente que circula através do paciente, em utilização normal, entre elementos da PAP, e que não é destinada a produzir um efeito fisiológico.

Válvula de fluxo direto de oxigênio: Verifica-se o correto funcionamento desta.

Vazamentos de alta pressão: É verificado se há vazamentos no circuito de alta pressão.

Vazamentos de baixa pressão: É verificado se há vazamentos no circuito de baixa pressão.

Sistema respiratório: É verificado se há vazamentos no circuito respiratório.

Válvula APL (*Adjustable Pressure Limiting*, ou válvula limitadora de pressão): É verificado o correto funcionamento desta válvula.

Sistema de exaustão: É verificado o correto funcionamento deste sistema.

Fluxômetros: É verificada a acuidade dos fluxômetros existentes no aparelho.

Fluxo mínimo de oxigênio: É verificado se o aparelho de anestesia entrega o fluxo mínimo de oxigênio estabelecido pelo fabricante.

Válvula de PEEP (*Positive End Expiratory Pressure*, ou pressão expiratória final positiva): É verificado o correto funcionamento desta válvula.

Válvulas reguladoras de pressão: É verificada a capacidade destas válvulas manterem as pressões de entrada dentro de limites toleráveis.

Sistemas de controle de fluxo: É medida a capacidade das válvulas de controle manterem estáveis, dentro de uma determinada faixa, os fluxos ajustados.

Modos de ventilação: É verificado se o ventilador está ciclando de acordo com o modo de ventilação selecionado. É possível verificar isto através das curvas apresentadas pelo analisador.

Na inspeção de aparelhos de anestesia é aconselhável inspecionar também os vaporizadores. Há três tipos de vaporizadores: Universais com fluxômetro, calibrados, e universais sem fluxômetro. Desta forma, para cada tipo de vaporizador deve haver um procedimento [15].

Deve-se aplicar os testes relacionados a seguir para vaporizadores universais com fluxômetro:

Concentração: É verificado se a concentração entregue pelo vaporizador está de acordo com as especificações do fabricante.

Válvula de retenção: Verifica-se o funcionamento da válvula de retenção.

Indicador de nível de líquido: Verifica-se o funcionamento deste indicador.

Esvaziamento: É verificado se há vazamentos no vaporizador.

Descarga de líquidos anestésicos: É verificado se há fluxo de líquido anestésico para a saída comum de gases.

Retorno de líquido: É verificado se há refluxo de líquido da câmara de vaporização para o seu fluxômetro.

Variações na concentração: É verificado se, ao haver flutuações na pressão de saída comum de gases, a concentração de agente anestésico entregue não varia.

Sistema de segurança contra falta de fluxo direcional: É verificado se ao ser interrompido o fluxo direcional o outro fluxo também é interrompido.

Os próximos testes são para vaporizadores calibrados:

Concentração: É verificado se a concentração entregue pelo vaporizador está de acordo com as especificações do fabricante.

Estanqueidade da câmara de vaporização: É verificado se não há vazamentos na câmara de vaporização.

Nível de líquido máximo: É verificado se o mecanismo que evita o derramamento por transbordamento está funcionando corretamente.

Drenagem: Verifica-se o funcionamento da válvula de drenagem.

Saída de líquido: É verificado se não há vazamentos de líquidos quando a câmara do vaporizador estiver submetida a um determinado fluxo e a válvula de saída estiver fechada.

Finalizando, os testes para vaporizadores universais sem fluxômetro são relacionados a seguir:

Borbulhamento sob fluxo mínimo: Verifica-se o borbulhamento do agente anestésico quando este é submetido a um fluxo mínimo.

Saída de líquido anestésico: É verificado se o vaporizador não permite a saída de anestésico líquido.

Discussão

Os protocolos foram implantados no Hospital do Coração – HCor, da Associação do Sanatório Sírio, em São Paulo-SP, e validados em uma unidade de saúde brasileira de grande porte. Sob a óptica de um serviço de Engenhara Clínica, mostraram-se bastante consistentes, bem como de aplicação universal e direta. Por estarem baseados na normalização vigente, o escopo dos testes cobre a variedade de modelos e equipamentos de diferentes fabricantes possível de ser encontrada em uma unidade de saúde.

A continuidade natural deste trabalho é aplicar os protocolos desenvolvidos em uma amostra qualitativa e estatisticamente significativa de ventiladores de cuidados críticos e aparelhos de anestesia utilizados em unidades de saúde brasileiras, como forma de verificar a condição de segurança atualmente encontrada.

Com relação à segurança elétrica e desempenho de ventiladores de cuidados críticos e aparelhos de anestesia, minimizou-se de forma satisfatória a lacuna inicialmente estabelecida pela dicotomia entre ser a normalização vigente direcionada a produtos e de difícil aplicação em unidades de saúde, e a documentação técnica acompanhante de analisadores disponíveis no mercado fornecer informações insuficientes para que a questão seja abordada de maneira consistente.

Agradecimentos

Aos Engenheiros Clínicos Marcello Dias Bonfim e Antonio Gibertoni Jr, por abrirem as portas de sua instituição permitindo que este trabalho fosse validado.

Referências

[1] BONASSA, Jorge Princípios Básicos dos Ventiladores Artificiais. Editora Atheneu. Séries Clínicas Brasileiras de Medicina Intensiva, São Paulo.

[2] HOLSBACH, L. R. Metodologia de manutenção preventiva em sistemas de anestesia. 2000. Dissertação (Mestrado) – Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica. Universidade Federal da Paraíba, Campina Grande.

[3] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBRIEC60601-1: Equipamento eletromédico – Parte 1 – Prescrições gerais para segurança. Rio de Janeiro: ABNT, 1994.

[4] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR IEC 60601-2-12: Equipamento eletromédico – Parte 2 – Prescrições particulares para segurança de equipamento para ventilação pulmonar em utilização médica. Rio de Janeiro: ABNT, 1997.

[5] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBRIEC60601-2-13: Equipamento eletromédico – Parte 2 – Prescrições particulares para segurança de aparelhos de anestesia. Rio de Janeiro: ABNT, 1997.

[6] LANGANKE PEDROSO, J.C. Metodologia para desenvolvimento de protocolos de teste de segurança elétrica de equipamentos eletromédicos. 2003. Dissertação (Mestrado) – Depto de Engenharia Biomédica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

[7] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR 13730: Aparelhos de anestesia – Seção de fluxo contínuo – Requisitos de desempenho e segurança. Rio de Janeiro: ABNT, 1995.

[8] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR 13763: Ventiladores pulmonares para uso medicinal. Rio de Janeiro: ABNT, 1996.

[9] THE EMERGENCY CARE RESEARCH INSTITUTE. Health Devices – Inspection and Preventive Maintenance. Procedure/Checklist 458-0595: Critical Care Ventilators.

[10] THE EMERGENCY CARE RESEARCH INSTITUTE. Health Devices – Inspection and Preventive Maintenance. Procedure/Checklist 471-0595: Portable Ventilators.

[11] BIO-TEK® INSTRUMENTS, VT Plus Gas Flow Analyzer: Operator's Manual. USA, 1991.

[12] THE EMERGENCY CARE RESEARCH INSTITUTE. Health Devices – Inspection and Preventive Maintenance. Procedure/Checklist 444-0595: Oxygen-Air Proportioners.

[13] THE EMERGENCY CARE RESEARCH INSTITUTE. Health Devices – Inspection and Preventive Maintenance. Procedure/Checklist 400-0595: Anesthesia Units.

[14] THE EMERGENCY CARE RESEARCH INSTITUTE. Health Devices – Inspection and Preventive Maintenance. Procedure/Checklist 461-0595: Anesthesia Unit Ventilators.

[15] THE EMERGENCY CARE RESEARCH INSTITUTE. Health Devices – Inspection and Preventive Maintenance. Procedure/Checklist 436-0595: Anesthesia Unit Vaporizers.

TELEMETRIA VIA MENSAGENS DE TEXTO DE CELULAR: UMA APLICAÇÃO NO MONITORAMENTO DE TEMPERATURA DE REFRIGERADORES EM BANCOS DE SANGUE

F. F. Borges*, A. T. Barros* e J. L. Ieno**

* CEFET-PB/Coordenação de Eletrônica, João Pessoa, Brasil
** Firmtron Tecnologia, João Pessoa, Brasil

e-mail: fechine-uol@uol.com.br

Abstract: It is presented a telemetry system for temperature monitoring of freezers and refrigerators in blood banks unities. This temperature monitoring capability is very important to ensure blood quality and the Brazilian standards are very rigorous at this point. The main feature is that the alarms are transmitted by cellular system, using SMS (Short Message System) services. The system is composed by a central station, microcontrolled, and up to 32 intelligent, direct-to-digital temperature sensors, wired on a RS-485 network. It is completely remote-configurable, including low and high temperature set points for each freezer, and also sends power-failure alarms. The system is in laboratory reliability tests.

***Palavras Chaves*: Telemetria, SMS, monitoramento de temperatura, bancos de sangue.**

Introdução

No Brasil, no ano de 2002, foram realizadas um total de 3.035.748 coletas de sangue, nas 2.199 unidades hemoterápicas cadastradas [1]. O controle de qualidade de sangue e hemoderivados está a cargo da ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária, que tem entre suas incumbências "a regulamentação, o controle e a fiscalização de produtos e serviços que envolvam riscos à saúde pública". Entre os bens e produtos submetidos ao controle e fiscalização sanitária da ANVISA estão "os imunobiológicos e suas substâncias ativas, sangue e hemoderivados". Além disso, a agência também fiscaliza "as instalações físicas, equipamentos, tecnologias, ambientes e procedimentos envolvidos em todas as fases de seus processos de produção dos bens e produtos submetidos ao controle e fiscalização sanitária, incluindo a destinação dos respectivos resíduos" [2].

No caso específico do sangue e hemoderivados, a legislação é clara quanto à necessidade de diversos tipos de controle do processo de coleta, transporte, armazenamento, transfusão e todas as outras ações envolvidas. A Lei Nº 10.205 (21/03/2001), diz que "a Política Nacional de Sangue, Componentes e Hemoderivados objetivará, entre outras coisas:...(VI) a implementação, acompanhamento e verificação da observância das normas relativas à manutenção de equipamentos e instalações físicas dos órgãos que integram a Rede Nacional de Serviços de Hemoterapia".

Em apoio a esta e outras leis na área, foram publicados decretos, portarias e resoluções do Ministério da Saúde e da ANVISA que regulamentam os procedimentos de fiscalização das unidades hemoterápicas. A Resolução RDC Nº 343, no seu anexo I, item O - Controle dos equipamentos - define claramente que "os serviços hemoterápicos devem contar com refrigeradores e congeladores específicos para a conservação de componentes sanguíneos. As geladeiras e congeladores devem ser equipados com sistema de alarme sonoro e visual. A temperatura das geladeiras para guarda de sangue deve ser mantida a 4±2ºC, e a dos congeladores a, no mínimo, -20ºC. A verificação e o registro da temperatura devem ser realizados, ao menos, a cada quatro horas, para os equipamentos que não dispõem de registrador gráfico contínuo. Os registros de temperatura devem ser periodicamente revisados por uma pessoa qualificada. Deve haver descrição disponível das medidas a serem tomadas, em caso de não conformidades na temperatura de armazenamento. Os alarmes devem ser periodicamente testados (no mínimo a cada 3 meses) e deve haver um procedimento escrito definindo a conduta a ser tomada em relação ao armazenamento dos componentes, se houver falta de energia ou defeito nos equipamentos de estocagem" [3].

Neste contexto, existem no mercado alguns sistemas específicos para monitoramento da temperatura dos *freezers*, refrigeradores e câmaras frias de bancos de sangue. Panhan [4] desenvolveu um Sistema de Aquisição de Dados e Monitoramento Remoto para Câmaras Frias e Sistemas de Refrigeração, que é composto, basicamente, de um microcomputador conectado em rede, com placa de aquisição de dados, que monitora o estado de sensores analógicos de temperatura instalados em uma câmara fria onde estão o sangue e hemoderivados, e monitora relés que sinalizam estados de funcionamento de máquinas e possíveis

faltas de energia. O programa desenvolvido para este sistema permite o monitoramento via internet.

Existem diversos outros sistemas de monitoramento de temperatura comerciais, sejam baseados em microcomputadores, sejam baseados em soluções *stand-alone*. Nesta última arquitetura, podemos destacar a Central de Monitoramento CDX-300 [5], que monitora temperaturas de até 10 pontos diferentes, permite conexão com microcomputador para transferência de dados e, mediante uso de acessório, permite, em caso de problema, conexão a um número de telefone ou "bip" programado.

Neste trabalho, é proposto um sistemas de hardware e software específico para o monitoramento de temperatura de *freezers* e refrigeradores em salas de armazenamento de bancos de sangue e hemoderivados, com o diferencial de que, além de realizar as tarefas tradicionais de monitoramento e alarmes, permite a comunicação bidirecional via mensagens de texto de celular, ou seja, pode ser controlado remotamente e pode enviar mensagens de alarme para aparelhos celulares pré-programados.

Materiais e Métodos

O sistema proposto permite realizar o monitoramento de temperatura de até 32 *freezers* ou refrigeradores e enviar alarmes SMS (*Short Messages Service* ou mensagens curtas via celular) em situações de temperatura fora da faixa pré-programada e de falta de energia na rede elétrica. Ele é composto basicamente por uma central de monitoramento de temperatura e por sensores de temperatura inteligentes.

A central é baseada na plataforma de hardware COMET, desenvolvida pela Firmtron Tecnologia [6]. É composta de um módulo microcontrolado com interface RS-485, interface com telefone celular de tecnologia GSM (*Global System Mobile*), bateria e circuito de carga, sinalizador sonoro e visual e botão de *reset* do alarme. É acondicionado em caixa plástica de alto impacto. O programa de controle e monitoramento para esta aplicação foi desenvolvido conjuntamente pela empresa e pelo Núcleo de Tecnologia em Saúde do CEFET-PB. Essa central monitora a temperatura de até 32 pontos através de sensores de temperatura inteligentes, usando uma rede padrão RS-485, e sinaliza situações onde a(s) temperatura(s) de um ou mais pontos esteja(m) fora da(s) faixa(s) pré-determinada(s). Essa sinalização é feita inicialmente através de um alarme sonoro instalado na própria central. Se, decorrido um tempo (pré-programado) após a condição de alarme, não for pressionado um botão que informa o reconhecimento do alarme, o sistema enviará automaticamente uma mensagem de texto para o celular da pessoa responsável, comunicando a situação. A central permanece em situação de alarme até que o botão seja pressionado ou até que a situação seja normalizada. Além dos alarmes de sub e sobre temperatura, também são enviados alarmes de falta de energia. A central possui bateria de *backup* com autonomia para até 2 horas, em caso de falta de energia elétrica.

Os sensores de temperatura inteligente executam as medições de temperatura dos *freezers* e refrigeradores. Esses módulos remotos são compostos de um microcontrolador [7], interface RS-485 e interface para sensor de temperatura digital com faixa entre –55ºC e +125ºC, precisão de ±0,5ºC na faixa de –10 a +85ºC e tempo de conversão máximo de 750ms [8].

A Figura 1 mostra a arquitetura básica do sistema proposto. As requisições de informação ou ações de controle podem ser feitas usando-se um telefone celular comercial, com tecnologia GSM (*Global System Mobile*), ou por um microcomputador PC-compatível, onde é conectada uma interface conversora SMS <> serial RS-232, também disponível na Firmtron Tecnologia. Um programa de monitoramento instalado no microcomputador permite a solicitação de *status* dos sensores e o recebimento dos alarmes, inclusive com a possibilidade de envio de mensagens de correio eletrônico e monitoramento via internet, facilidades ainda não implementadas nesta fase do projeto.

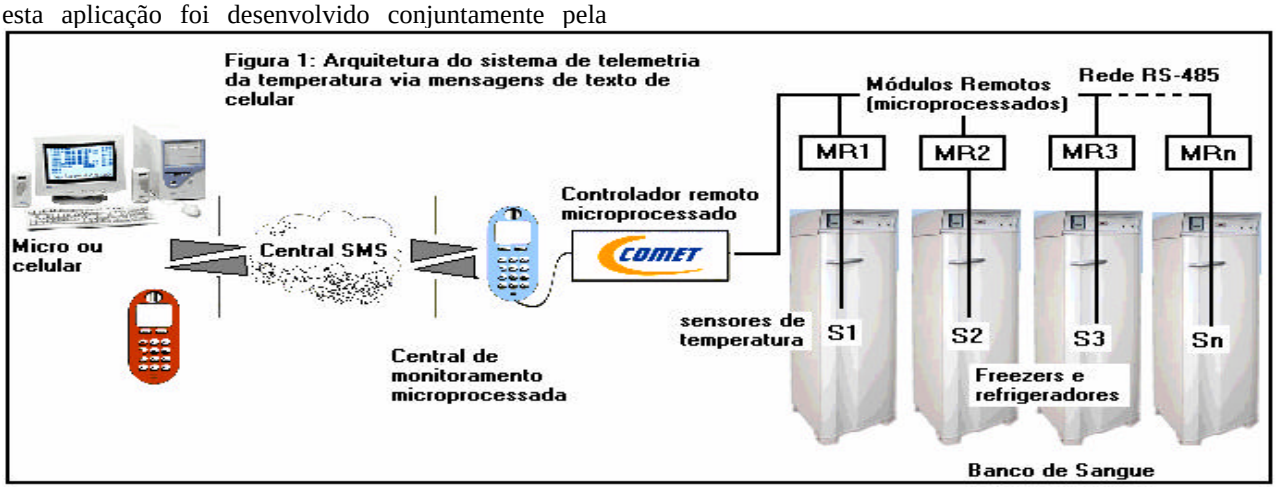


Figura 1: Arquitetura do sistema de telemetria da temperatura via mensagens de texto de celular

O procedimento padrão para envio de um alarme de sub ou sobre-temperatura é descrito a seguir:

1. Um sensor inteligente detecta sub ou sobre-temperatura em um determinado refrigerador. Esta leitura de temperatura fica armazenada no módulo remoto do sensor;
2. A intervalos regulares de tempo, a central de controle faz uma varredura (*polling*) em todos os sensores e identifica a temperatura fora da faixa. Os intervalos de varreduras são programáveis;
3. Uma mensagem de texto é enviada para o número do telefone celular pré-programado, informando o valor da temperatura e o refrigerador correspondente;
4. Caso a central de controle não receba uma mensagem de retorno confirmando o recebimento da sua mensagem de alarme, poderá enviar nova mensagem para outro número de celular, também pré-programado.

O processo de envio de alarmes de falta de energia é semelhante ao descrito acima, com a diferença de que será informada a hora em que ocorreu o evento.

No caso de uma requisição, por parte do responsável pelo controle do ambiente, do *status* do sistema, é necessário apenas o envio de uma mensagem de texto para o número do celular interno da central de controle, mensagem esta com 8 caracteres no formato 'SSSSLTXX', onde 'SSSS' é uma senha numérica, 'LT´ é o comando ´ler temperatura´ e 'XX´ é o número do refrigerador. A mensagem recebida pelo operador será no formato 'Temperatura do refrigerador XX: nn,n ºC'. Além deste formato de mensagens, existem outros formatos de configuração: números de celulares para envio dos alarmes; temperaturas máxima e mínima de alarmes; intervalos de varredura, ativação ou desativação de um determinado sensor.

Resultados

Foram feitos testes preliminares com dois sensores inteligentes montados. O sistema está em funcionamento simulado em laboratório, para testes de confiabilidade. São realizadas duas medidas diárias de temperatura de cada sensor e simuladas situações de alarme de sub e sobre-temperaturas.

Discussão e Conclusão

O sistema proposto configura-se como uma solução de baixo custo para a implementação de telemetria da temperatura de armazenamento de sangue e hemoderivados em unidades hemoterápicas. Dada a importância do controle e monitoramento desta variável, de suma importância para a qualidade do sangue e hemoderivados administrados à população, o sistema apresenta boa relação custo-benefício.

Testes de longo termo devem ser realizados com o objetivo de garantir alta confiabilidade ao sistema.

Referências

[1] ANVISA – Brasil: Produção da Rede Hemoterápica - 2000 a 2002. Endereço eletrônico: http://www.anvisa.gov.br/sangue/hemoterapia/relatorios_producao/brasil.ppt acessado em 21/05/2004.

[2] ANVISA – Competências Gerais da Instituição Endereço eletrônico:http://www.anvisa.gov.br/institucional/anvisa/comp.htm#1 acessado em 21/05/2004.

[3] ANVISA - Resolução RDC 343, de 13/12/2002, publicada no D.O.U em 17/01/2003.

[4] PANHAN, A.M., Sistema de Aquisição de Dados e Monitoramento Remoto para Câmaras Frias e Sistemas de Refrigeração. *Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação*. Campinas, 2002.

[5] DELTATRAK - Endereço eletrônico: http://www.deltatrak.com acessado em 21/05/2004.

[6] FIRMTRON TECNOLOGIA - Endereço eletrônico: http://www.firmtron.com.br acessado em 19/05/2004.

[7] ATMEL CORPORATION - Folha de dados do microcontrolador AT89C52 - Endereço eletrônico: http://www.atmel.com/dyn/resources/prod_documents/doc0313.pdf acessado em 19/05/2004.

[8] MAXIM SEMICONDUCTOR – Folha de dados do termômetro digital DS1820 - Endereço eletrônico: http://pdfserv.maxim-ic.com/en/ds/DS1820-DS1820S.pdf acessado em 19/05/2004.

COMPARAÇÃO ENTRE MÉTODOS DE INTERPOLAÇÃO NO MÉTODO DE FOURIER DIRETO PARA RECONSTRUÇÃO TOMOGRÁFICA

P. C. C. Godoy*, S. Helegda**, D. L. R. Vidor*, A. A. D. de Mattos* e D. F. G. de Azevedo **

* Universidade Luterana do Brasil/Departamento de Engenharia Elétrica, Canoas, Brasil
** Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil

e-mail: pcgodoy@portoweb.com.br

Abstract: It seems to be general consensus seems that the Direct Fourier Method for tomographic reconstruction produces an image quality inferior to the other well-know methods. The crucial point is usually the interpolation step in the frequency domain. This paper compares different interpolation techniques to improve the image quality of the Direct Fourier Method. In order to analyze the efficiency of the results the quality of the images has been evaluated with respect to Relative Error and the time of reconstruction for the same data. The data were analyzed using a tomography platform consisting of a set of programs written in ANSI C++.

Palavras Chaves: Tomografia, Imagens Médicas

Introdução

Técnicas de Tomografia são usadas em radiologia e em diversas áreas da ciência para produzir imagens 2D a partir de seções transversais de objetos 3D [1]. Existem vários métodos disponíveis para executar a aquisição de dados e a reconstrução de um objeto. Este artigo tem como objetivo a investigação do Método de Fourier Direto (Método de DF) para a reconstrução tomográfica, devido a vantagem de sua baixa complexidade computacional [1][2][3].

Este método é uma aplicação direta do Teorema da Seção Central de Fourier. Este teorema é ilustrado na Figura 1 e é declarado como segue:

"A Transformada de Fourier $G(\theta_i,\rho)$ da projeção paralela de uma função imagem f(x,y) obtida num ângulo θ_i é encontrada na Transformada de Fourier bidimensional F(u,v) que considera o ângulo θ_i como subentendido entre uma linha e o eixo u. [2][3].

O Teorema da Seção Central de Fourier indica que pode-se determinar os valores de F(u,v) radialmente, obtendo-se a Transformada de Fourier em cada uma das projeções de um objeto em função dos ângulos θ_1, θ_2, .., θ_n. Se um número infinito de projeções são consideradas, então F(u,v) será conhecida em todos os pontos do plano "uv", e a função objeto f(x,y) pode ser recuperada usando a Transformada de Fourier Inversa Bidimensional [2].

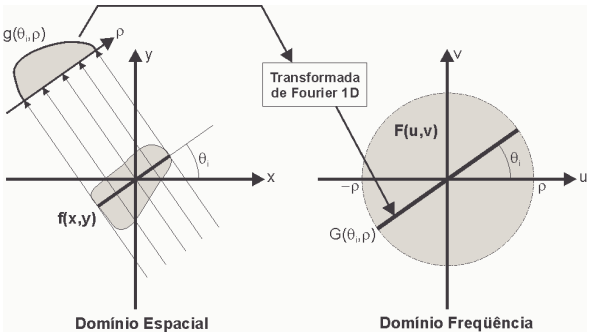


Figura 1: O Teorema da Seção Central de Fourier

Na prática, somente um número finito de projeções pode ser adquirido de um objeto, e cada projeção consiste em um número finito de pontos. Então F(u,v) só é conhecida em pontos discretos ao longo de linhas radiais. Para calcular a transformada Inversa de Fourier (usando um algoritmo de FFT) devemos determinar os valores em uma região quadrada usando um método de interpolação. O resumo do Método de DF é mostrado na Figura 2.

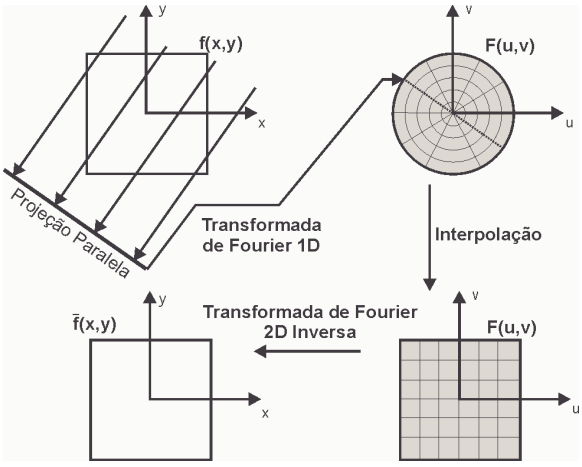
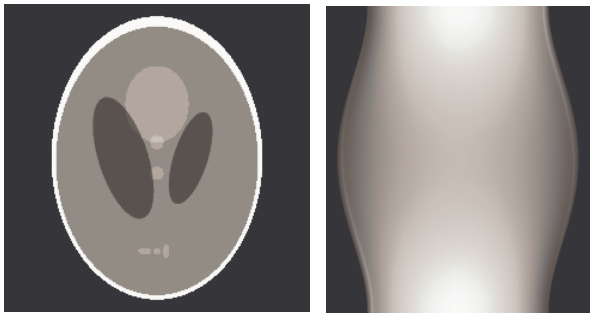


Figura 2: Resumo do Método de Fourier Direto

Apesar da potencial vantagem de velocidade do Método de DF, quando comparado com outros métodos, ele não é utilizado devido a sua qualidade de imagem inferior. Existem duas fontes principais de artefatos: o procedimento de interpolação no domínio freqüência e a filtragem em rampa inerente (convolução circular) [4].

Materiais e Métodos

Freqüentemente usa-se representações sintéticas de objetos no desenvolvimento de novas técnicas de visualização e ferramentas de reconstrução. A simulação do corpo humano, em radiologia de projeção, é denominada de *phantom*. No simulador desenvolvido, os *phantoms* são descritos em duas dimensões como uma coleção de elipses com diferentes funções de densidade. Neste trabalho foi usado o *phantom* de cabeça de *Shepp-Logan* (Figura 3.a). Este *phantom* é usado como padrão na avaliação de algoritmos de reconstrução, e representa um corte transversal do cérebro humano, contendo objetos grandes e pequenos, com densidades altas e baixas [2].



a) *Phantom* b) Senograma

Figura 3: Phantom de Cabeça de *Shepp-Logan*

Os dados de saída da ferramenta de simulação são armazenados em um arquivo de senograma (Figura 3.b). Um senograma é uma coleção de projeções paralelas do objeto obtidas a ângulos eqüidistantes, formando um mapa dos dados de projeção (Figura 3.b).

A ferramenta de simulação desenvolvida permite alterar alguns parâmetros que afetam diretamente os dados. Estes parâmetros são: a geometria local da tomografia (paralela ou em leque), a descrição do *phantom*, número de sensores, número de projeções, a distância relativa entre objeto e fonte e o ângulo inicial de projeção. Em todos os experimentos descritos neste artigo foi usado o mesmo senograma, com 512 sensores e 300 projeções paralelas.

Para reduzir os artefatos (imperfeições) de reconstrução, introduzidas pelo processo de interpolação, pode-se usar tanto um procedimento de interpolação mais sofisticado e/ou inserir zeros no domínio espacial (*zero-padding*). O fator de *zero-padding* (n_Z) aumenta o número de pontos radiais no domínio de Fourier de N para n_Z.N, permitindo um processo de interpolação mais preciso [4].

Uma possível alternativa para a convolução circular no domínio do sinal é sobreamostrar a função F(u,v). Este fator de densidade de pontos é denominado de fator de *gridding* (n_g). Este procedimento é responsável por um aumento no número de pontos de dados no Domínio Cartesiano de Fourier de N^2 para $(n_g N)^2$ [4].

Foram utilizados diferentes algoritmos para realizar a interpolação no domínio freqüência: Vizinho Próximo (*Nearest Neighborhood*) [1], Linear Radial [2], Bilinear [2], Polinômios de Lagrange (com grau 4 e 8) [6], Filtros Sinc (com 4 e 8 pontos) [5] e filtros Cos^3 (com 8 e 16 pontos) [4]. Os seguintes parâmetros foram alterados durante cada reconstrução: o fator de *zero-padding* (n_z), o fator de *gridding* (n_g) e o tipo de algoritmo de interpolação.

Para a avaliação das reconstruções obtidas foram utilizadas: comparações ponto a ponto entre a imagem do *phantom* e a imagem reconstruída e o Erro Relativo (RE), definido como segue:

$$RE = \frac{\sum_y \sum_x \left| frec(x,y) - fobj(x,y) \right|}{\sum_y \sum_x \left| fobj(x,y) \right|} \qquad (1)$$

Onde:
frec(x, y) = imagem reconstruída
fobj(x, y) = imagem padrão de referência (*phantom*)

Em comparação de imagens é comum os valores de RE não refletirem completamente a qualidade de percepção visual. Na avaliação dos resultados obtidos considerou-se RE como principal parâmetro de qualidade. Porém uma análise visual torna-se necessária para garantir a identificação de todas as estruturas do *phantom* nas imagens reconstruídas.

Na reconstrução tomográfica, outra grandeza importante é o tempo necessário para reconstruir uma imagem. O tempo de reconstrução foi medido em segundos, considerando somente o intervalo entre ponto de partida e o término do procedimento de reconstrução. Em todas as experiências usamos um PC Athlon XP de 1.8 GHz como microcomputador de teste.

Resultados

A Figura 4 mostra a variação do Erro Relativo (RE) para tipos diferentes de algoritmos de interpolação com um fator n_z fixo e um fator n_g variável de 1, 2 e 4.

A Figura 5 mostra os tempos de reconstrução obtidos em relação ao tipo de interpolação, para diferentes fatores de n_z e n_g. Todos os resultados foram obtidos com as ferramentas desenvolvidas.

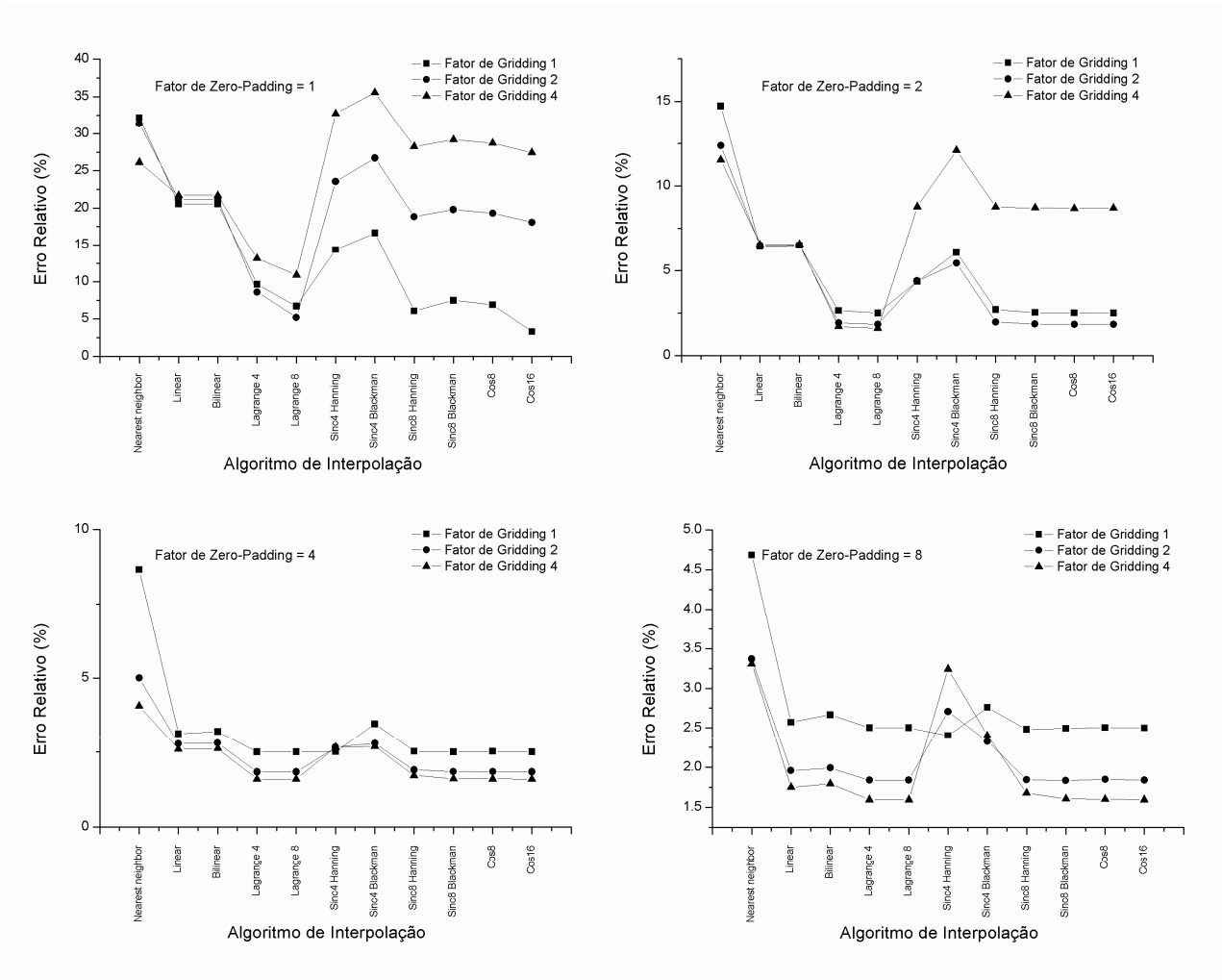


Figura 4: Erro Relativo x Algoritmos de Interpolação

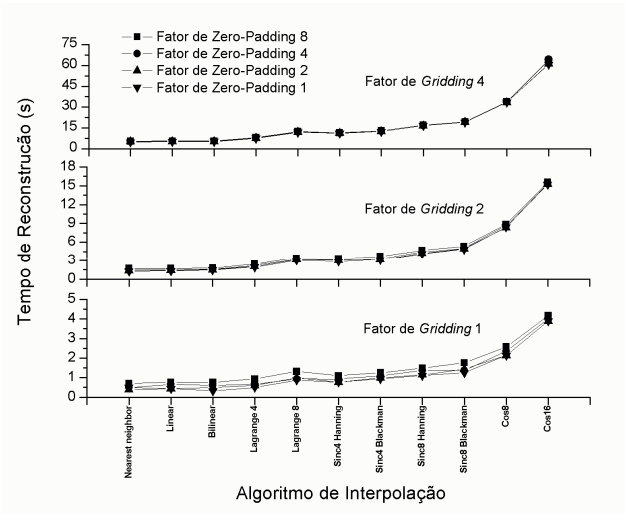


Figura 5: Tempo de Reconstrução x Algoritmos de Interpolação

Discussão

O aumento do fator n_z, como demonstra os gráficos da Figura 4, produz uma diminuição significativa do RE em todos os algoritmos de interpolação. Observa-se que os valores de RE para um fator $n_z = 8$ diminuem, em média, para 10% dos valores obtidos sem a utilização do procedimento de *zero-padding*. Na figura 5, constata-se que o impacto do aumento de n_z no tempo de reconstrução não é muito significativo, com acréscimos na faixa de frações de segundo até poucos segundos. Este pequeno impacto é explicado pelo fato deste parâmetro afetar apenas a FFT unidimensional das projeções. Como demonstrado em [7], para grandes valores de n_z, não há melhoria significativa nos valores de RE. Isto indica que a utilização de $n_z = 8$ permite um bom resultado com relação ao erro sem comprometer os tempos de reconstrução.

O aumento do fator n_g produz uma redução menor no Erro Relativo quando comparado às reduções produzidas pelo aumento de n_z. Porém, analisando

qualitativamente as imagens obtidas, o aumento deste fator mostrou uma redução significativa nos artefatos produzidos pelo processo de reconstrução. Quando se utiliza um fator $n_z < 4$, o aumento de n_g produz aumento no valor do RE. Nesta condição, a qualidade visual das imagens reconstruídas não permitiu o reconhecimento de todas as estruturas do *phantom*, e neste caso considera-se as imagens como de qualidade insuficiente. Para $n_z > 4$, o efeito foi contrário e o aumento de n_g diminui o valor de RE, melhorando inclusive a identificação das estruturas do *phantom*. Nota-se que a diminuição do erro é proporcionalmente menor quando aumenta-se o valor de n_g de 2 para 4. Em contrapartida, o aumento do tempo de reconstrução é da ordem de 5 vezes. A utilização de um fator n_g maior que 1, aumenta o número de pontos de interpolação de um fator de n_g^2 justificando este aumento.

A interpolação por polinômios de Lagrange (com grau 8) produziu bons resultados com respeito ao RE, obtendo valores na ordem de 1,6% (com $n_g = 4$ e $n_z = 8$). Com um fator $n_z = 2$ obtém-se um RE próximo do valor obtido com $n_z = 8$. Visualmente percebe-se o efeito da convolução circular, sendo necessário que $n_g = 4$ para a visualização das estruturas do *phantom*. Nesta condição os tempos de reconstrução ficam em torno de 7 segundos.

No método de interpolação com funções Cos^3, o tempo de reconstrução é crítico. Os bons resultados com respeito a RE (tipicamente na faixa de 1,7%) são acompanhados de tempos de reconstrução de até 75 segundos quando se utiliza $n_g = 4$ e $n_z = 8$. Valores de RE de mesma ordem são obtidos com funções interpoladoras mais simples e em tempos significativamente menores.

As interpolações com função Sinc apresentam RE compatível com funções interpoladoras mais simples. Os resultados visuais mostram que, apesar da possibilidade de visualização das estruturas, imagens com qualidade visual equivalente são obtidas com outras funções mais simples e em tempos de reconstrução menores.

Os métodos menos sofisticados (vizinho próximo, linear e bilinear) produzem resultados compatíveis com os obtidos em [7]. A função de interpolação Radial Linear é uma boa opção quando usada com fatores n_z e n_g mais altos (tipicamente $n_z=8$ e $n_g=4$). Nesta situação obtém-se RE da ordem de 1,8% em tempos de reconstrução em torno de 7 segundos. A qualidade visual obtida permite a visualização de todas as estruturas do *phantom*.

Conclusão

Foi projetada e implementada uma plataforma de simulação tomográfica com êxito. Esta plataforma consiste em: (1) ferramenta para simular a geração de dados de um tomógrafo e (2) ferramenta para reconstrução um objeto 2D baseado em suas projeções 1D utilizando o Método Direto de Fourier. Estas ferramentas, escritas em linguagem ANSI C++, podem auxiliar investigadores a desenvolver e avaliar novas técnicas de simulação e de reconstrução tomográfica.

Com auxílio das ferramentas desenvolvidas, foram comparados diferentes algoritmos de interpolação, alterando-se parâmetros para minimização das principais fontes de artefatos no processo de reconstrução. Obteve-se resultados satisfatórios, em relação ao RE, com a utilização de interpolação por Polinômios de Lagrange (com grau 4 e 8). A relação RE x tempo de reconstrução atinge um bom compromisso com a utilização destas funções. A interpolação Linear Radial deve ser destacada devido a sua baixa complexidade, produzindo resultados satisfatórios em relação ao RE em tempos de reconstrução relativamente pequenos.

Observa-se que é essencial a utilização de fatores de $n_g \geq 2$ e $n_z = 8$ para se obter uma reconstrução com qualidade visual suficiente para a visualização adequada das estruturas do *phantom*, mesmo quando se utiliza um algoritmo de interpolação mais sofisticado.

Referências

[1] NATTERER F. *Numerical Methods in Tomography*. Institut für Numerische und instrumentelle Mathematik, Universität Münster, Germany.

[2] MAGNUSSON M. *The Linogram Method for Image Reconstruction from Projections*. Thesis no. 192, Department of Eletrical Engineering, Linköping University, Sweden.

[3] MACOVSKY A. *Medical Imaging Systems*, Prentice-Hall Inc., USA, 1983.

[4] MAGNUSSON M., DANIELSSON P., EDHOLM P. *Artefacts and Remedies in Direct Fourier Tomographic Reconstruction*. Image Processing Laboratory, Dept. of Eletrical Engineering , Linköping University, Sweden.

[5] STARK H., WOODS J. W., INDRANEEL P., RAJESH H. *Direct Fourier Reconstruction in Computer Tomography*, IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Processing, vol ASSP-29, pp. 237-245, 1981.

[6] CLÁUDIO, D. M., Marins, J. M., *Cálculo Numérico Computacional – Teoria e Prática*, Atlas, Brazil, 1989.

[7] AZEVEDO, D. F. G., HELEGDA S., GODOY, P. C. C., CASTRO, F.,Castro, M. C., *Tomography Simulation and Reconstruction Tools Applied in the Evaluation of Parameters and Techniques*, 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Istambul, 2001.

MODELO COMPUTACIONAL DO PROCESSO DE MUTAÇÃO DURANTE A MATURAÇÃO DE AFINIDADE

E F. Manffra*, M. Or-Guil**

* Pontifícia Universidade Católica do Paraná/Mestrado em Tecnologia em Saúde, Curitiba, Brasil
**Humboldt-University Berlin/Institute for Theoretical Biology, Berlin, Alemanha

e-mail: emanffra@rla13.pucpr.br

Abstract: The process of affinity maturation of the immune response is responsible for the generation of antibodies with high affinity for a given antigen. During this process B cells proliferate and mutate at abnormal high rates giving rise to a genotypically diverse population. After a selection process, whose actual characteristics are not fully understood, these cells will become memory and antibody producing cells. Here we propose a model for the proliferation/mutation process. As a first step, we consider no selection mechanism except the existence of deleterious mutations. We estimate the rate deleterious mutations using our model and results regarding the number of mutations from the literature.

***Palavras Chaves*: anticorpos, centros germinais, mutações, modelo computacional.**

Introdução

Este trabalho trata do fenômeno de maturação de afinidade relacionado à resposta imuno-humoral, ou seja, mediada por anticorpos. A medula óssea produz células B virgens de aproximadamente 10^{10} tipos diferentes, sendo cada tipo responsável por um anticorpo de acordo com a teoria de Burnet da seleção clonal [1]. Isto ocorre porque existe uma variabilidade natural nos genes que codificam as imunoglobulinas (Ig) que são as proteínas que constituem os anticorpos. Esta variabilidade vem de um processo de rearranjos nestas regiões de genes que acontece durante a maturação das células B na medula óssea.

Devido a esta diversidade, quando o organismo é desafiado pela primeira vez por um antígeno, existem boas chances de se encontrar alguns tipos de células que produzem Ig com baixa ou moderada afinidade[1] com ele. Porém, em torno de duas semanas após o organismo ter sido exposto a um antígeno específico, observa-se a presença de células B produzindo anticorpos com alta afinidade para esse antígeno. A este processo denomina-se maturação de afinidade e ele dará origem às células que comporão o repertório de células produtoras de anticorpos e de memória (células B de longa vida capazes de rapidamente iniciar uma resposta humoral quando desafiadas por antígeno para o qual elas produzem imunoglobulinas de alta afinidade).

O processo de maturação de afinidade ocorre no tecido linfático dentro de folículos denominados centros germinais – CGs, que se formam em torno de 4 dias depois da exposição do organismo a um antígeno [2], [3]. No início da resposta humoral algumas poucas células migram para o baço ou para os nodos linfáticos e vão dar origem aos CGs. Dentro dos CG as células proliferam-se a uma taxa de uma divisão a cada 7 horas aproximadamente [2] e sofrem mutações a uma taxa de aproximadamente 10^{-3} mutações/base/divisão [4],[5]. O que é uma taxa bastante elevada dado que em todos os outros processos de divisão celular, a probabilidade normal de mutação é de 10^{-10} mutações/base/divisão [4]. Estas mutações pontuais são concentradas na região dos genes que codificam as imunoglobulinas sendo, portanto, responsáveis pela geração de diversidade que, associada a um forte processo de seleção, leva ao à maturação de afinidade.

Não se sabe exatamente como funciona o mecanismo de seleção nos centros germinais. Uma idéia proposta há alguns anos, e bastante difundida, é a existência de ciclos alternados de fases proliferação e seleção quando as células "ruins" morreriam massivamente e as melhores re-entrariam na fase de proliferação [6]. Este modelo foi melhorado recentemente pelos autores de [7] para levar em conta aspectos quantitativos. Estes observaram, porém, que o modelo não consegue reproduzir o comportamento individual de centros germinais. Além disso, estes modelos não analisam a evolução do genótipo das células trabalhando somente com classes de afinidades.

A fim de compreender melhor o processo de seleção, propõe-se aqui um modelo computacional do processo de proliferação e mutação sem considerar o processo de seleção mediado por antígeno, ou seja, sem considerar as afinidades das células. A construção de um modelo assim é possível porque modelar o processo de mutação é relativamente simples e já se conhece atualmente muitos detalhes do processo de hipermutação tais como a taxa de mutações pontuais [4], [5] e a incidência local dessas mutações nas diferentes regiões de uma seqüência [8],[9].

[1] A afinidade entre um anticorpo e um antígeneo expressa o grau de complementaridade química entre os dois. Quanto maior a afinidade entre um anticorpo e um antígeneo, maior a efetividade com que esse anticorpo irá neutralizar o antígeneo.

Materiais e Métodos

O modelo computacional proposto neste trabalho para o processo de proliferação/mutação é bastante simples: cada célula é modelada como sendo um objeto dotado de uma seqüência de nucleotídeos de tamanho N. A população de células é modelada por uma lista encadeada de objetos "célula".

O processo de proliferação é modelado fazendo-se com que a cada geração, cada célula seja substituída por duas células filhas que são inseridas na lista. Numa divisão, um nucleotídeo de cada seqüência filha tem uma probabilidade de apresentar uma mutação em relação à célula original. Outros atributos do objeto "célula" são o número de mutações que ela já sofreu, os sítios e o tipo destas mutações (se são silenciosas ou substitutivas ou se são *stop*).

O modelo leva em conta alguns fatos gerais sobre mutações: são consideradas mutações silenciosas aquelas que não modificam o aminoácido. Por exemplo, os códons GCA e GCC codificam ambos o aminoácido arginina. Portanto, a mutação de A para G na última posição deste códon é dita silenciosa. As mutações não silenciosas são chamadas de substitutivas. Além disso, algumas mutações darão origem aos códons *stop* (TAA,TAG,TGA) onde a transcrição é interrompida. Algumas mutações substitutivas podem ser deletérias, ou seja, podem produzir alterações que levem a célula à morte ou a previnam de produzir anticorpos válidos. No modelo, a proporção de mutações substitutivas que serão deletérias é representada pelo parâmetro *w*.

Além destes fatos gerais o modelo considera que as mutações não ocorrem com a mesma probabilidade em todos os sítios de uma seqüência. Isto é feito assim para reproduzir que tem sido observado experimentalmente. Análises das regiões não codifcadores mostram, por exemplo, que a base A muta com mais frequência do que a G; e o códon AGC sofre mais mutações que o AGA [8]. Em experimentos semelhantes observou-se que a mutabilidade de um nucleotídeo depende da sua posição dentro de uma sequência [9].

A mutabilidade de um nucleotídeo é representada matematicamente pelo seu índice mutacional *MI* [8],[9]. Em [9] este índice é definido para tri-nucleotídeos como sendo razão entre a número de vezes que um dado tri-nucleotídeo dentro de um segmento de DNA continha uma mutação e o número de vezes que se esperava que ele contivesse, caso a hypermutação não tivesse preferência por determinados sítios. No modelo, calcula-se este índice de acordo com o que é feito em [9].

A probabilidade de mutação de um nucleotídeo, levando em conta seu índice mutacional, será dada por:

$$P_i = MI\ p.$$

Sendo p a probabilidade de mutação por nucleotídeo por geração.

Ao final de n gerações tem-se uma população de aproximadamente 2^n células com seqüências diversas e descendentes de um ancestral comum. Pode-se então fazer uma análise desta população calculando-se qual a distribuição de freqüência do número de mutações, qual número total de mutações, o número de mutações *stop*, as árvores filogenéticas, entre outros dados.

A seqüência ancestral, bem como a taxa de mutação e a proporção de mutações deletérias, *w* são fornecidas como parâmetros neste modelo computacional.

Adotamos o valor de $p=1.1\ 10^{-3}$ pois é o valor mais preciso de acordo com [5].

Não se sabe qual é o valor de *w* e obter este valor experimentalmente, a partir de dados sobre a estrutura secundária, é algo que ainda não foi feito (até o nosso conhecimento).

Para os experimentos com o modelo tomamos como seqüência ancestral (da célula fundadora) o gene VkOx1 que codifica a região variável do anticorpo contra o composto *2-fenil-5-oxazolona (PhOx).* Escolhemos este gene, pois a resposta anti-PhOx em ratos vêm sendo estudada exaustivamente na literatura e as árvores filogenéticas ao longo de vários dias após a imunização foram obtidas por vários autores [10], [11], [12].

O gene VkOx1 consiste em 321 nucleotídeos e pode ser encontrado em [13].

O modelo computacional foi implementado num software capaz de simular a proliferação e mutação que ocorre nos centros germinais, de acordo com as propriedades descritas nesta seção.

Resultados

A característica que analisamos neste trabalho, utilizando o software de simulação desenvolvido, é o número de mutações. Espera-se que à medida que as células vão se dividindo elas vão acumulando mutações. De fato, isto acontece como mostram os gráficos da Figura 1, onde estão representadas as distribuições de freqüência do número de mutações em diferentes gerações para *w=0*.

Para valores de *w* maiores que zero, espera-se que não haja muitas células com alto número de mutações. Isto porque ao acumularem mutações as células estão também acumulando chances de sofrer uma mutação deletéria. Utilizando o modelo, simulamos a evolução para vários valores de *w* e observamos que à medida que *w* aumenta, o máximo da distribuição de freqüência é deslocado para a esquerda.

Como exemplo, mostramos a distribuição de freqüência obtida na geração 30 quando *w=0.8* na Figura 2. Comparando a curva da Figura 2 com a da Figura 1 para geração 30, observa-se que o máximo foi deslocado para a esquerda, passando de um valor entre 8 e 9 na curva da Figura 1 para 4 na Figura 2.

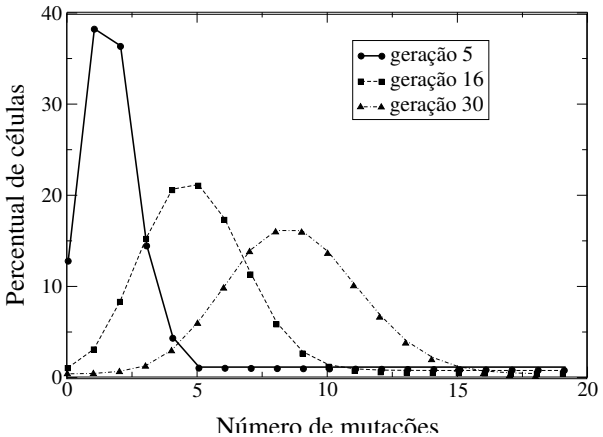


FIGURA 1 Distribuição de freqüência do numero de mutações para gerações 5, 16 e 30 com *w=0*.

Para uma análise sistemática do efeito das mutações deletérias, pesquisamos a dependência do máximo da distribuição de freqüência em relação à proporção das mutações deletérias *w*. Na Figura 3 observa-se como é esta dependência.

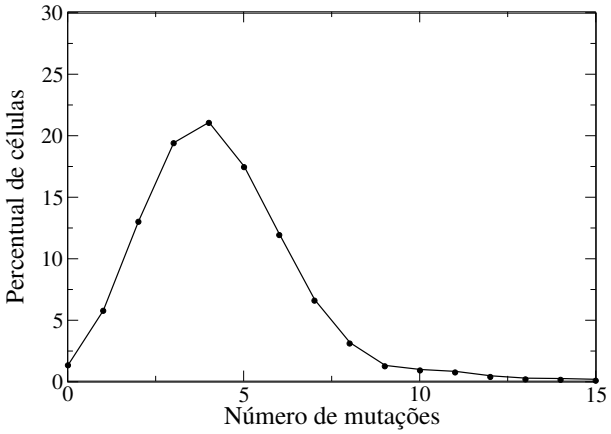


Figura 2: Distribuição de freqüência das mutações na geração 30 com *w=0.8*.

Discussão

Na literatura, os dados obtidos a partir de árvores filogenéticas no dia 14 após a imunização [10],[11] e [12] mostram que a maioria das células obtida tem de 5 a 6 mutações. O número máximo de mutações encontrado não é maior que 11 ou 12 e o número mínimo de mutações encontrado está entre 0 e 3. Estes resultados estão resumidos na Tabela 1

A partir do trabalho de Camacho [11], onde as árvores filogenéticas foram obtidas nos dias 6, 7, 9, 10, 12, 14 e 15 após imunização com PhOx pode-se inferir que a hipermutação começa no dia 5. Com uma taxa de uma divisão a cada 7h, conclui-se que no dia 14 as células devem ter se dividido por 30 gerações aproximadamente. Neste caso os números de mutações observados na Tabela 1 são muito maiores que os esperados a partir do modelo. Na verdade esta discrepância com os valores esperados nos números de mutações já foi observada por outros autores em outros contextos e foram levantadas uma série de hipóteses para explicar tal fato, tal como a expansão de clones com alta afinidade sem mutação [10].

Autor	**Número mais freqüente**	**Número mínimo**
Camacho [11]	5	3
Gonzáles-Fernandes [12]	4	0
Ziegner [10] Fig. 3b	5-6	3
Ziegner [10] Fig. 3c	5	1
Ziegner [10] Fig. 3d	3	3

Tabela 1: Números de mutações encontrados experimentalmente. Em trabalhos que estudam reposta ao PhOx (gene VkOx1).

Utilizando o modelo proposto aqui, questionamos se os dados experimentais não poderiam ser explicados pela presença de mutações deletérias já que elas impedem que células com um grande número de mutações estejam presentes.

Na Figura 2, observa-se que o máximo da distribuição de freqüências é deslocado para esquerda pois a proporção de células com poucas mutações é grande dentro da população de acordo com o encontrado experimentalmente.

Na Tabela I observa-se que, na maioria dos casos, a número de mutações mais freqüente (que corresponde ao máximo da distribuição de freqüências) é 5. Dessa forma, analisando a Figura 3 observa-se que para explicar os dados experimentais é necessário que a taxa de mutações deletérias seja maior que 80% das mutações substitutivas.

Apesar de explicar relativamente bem o deslocamento do máximo e o encontro de células com poucas mutações, o modelo proposto aqui com mutações deletérias não explica porque foram encontradas células com 10, 11 mutações no dia 14 [10], [11], [12] uma vez que, a proporção delas na população é bastante pequena (ver Figura 2).

Um possível modelo que explicaria isso seria o de taxas de mutação variável no tempo como proposto em [6], mas ainda não se encontrou um mecanismo fisiológico que explique isso. Na realidade, muitos

esquemas de seleção podem ser testados com o modelo computacional proposto aqui e pretende-se fazer isso como o próximo passo desta pesquisa.

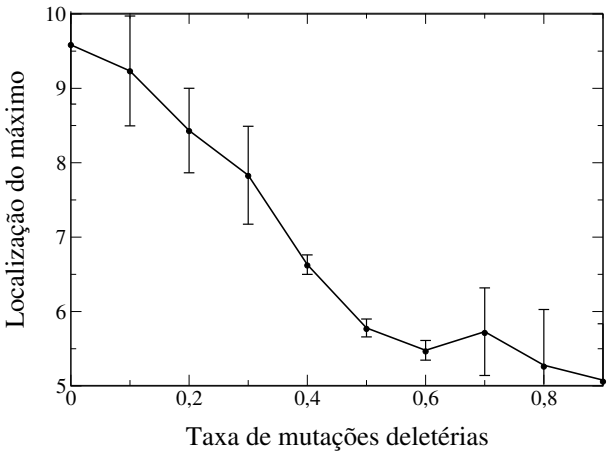


Figura 3: Localização do máximo para geração 30 em função da probabilidade de mutações deletérias (w).

Conclusão

O modelo apresentado aqui permite simular o processo de mutação na reação de centro germinal. A partir do modelo foi possível estimar a taxa de mutações deletérias como sendo de 80% a 90% das mutações substitutivas. Este valor para a taxa de mutações deletérias é bastante elevado e seria interessante confrontá-lo com o obtido por um método experimental para inferi-la o que ainda não existe. Este valor explicaria, no entanto, porque a chance de se encontrar as chamadas mutações-chave, ou seja aquelas que causam um aumento significativo na afinidade, é tão pequena em comparação com a esperada [14].

Agradecimentos

E.F. Manffra agradece ao CNPq pela bolsa de recém-doutor processo no. 304143/03-0. M. Or-Guil agradece à Fundação Volkswagen pelo financiamento do seu grupo de pesquisa em Berlin.

Referências

[1] BURNET, F.M., *The clonal selection theory of immunology*, London: Univeristy Press, 1959.

[2] LIU, Y-L., ZHANG, J., LANE, P., Y-T. CHAN, MACLENNAN, I., "Sites of specific B cell activation in primary and secondary responses to T cell dependent and T cell independent antigenes", *Eur. J. Immunol*., 21: 2951, 1991.

[3] JAKOB, J., PRZYLEPA, J., MILLER, C., KELSOE, G., "In situ studies of the primary immune response to (4-hydroxyl-3-nytrophenyl)acetyl. III. The kinectics of V region mutation and selection in germinal center B cells.", *J. Exp. Med.,* 178:1293-1307, 1993.

[4] BEREK, C. "The development of B cells and the B cell repertoire in the microenviroment of the germinal center", *Immunology Review*, 126:5-19, 1992.

[5] KLEINSTEIN, S.H., LOUZOUN, Y., SHLOMCHIK, M.J., "Estimating hypermutation rates from clonal tree data", *J. of Immunol.*, 171:4639-4649, 2003.

[6] KEPLER, T.B., PERELSON, A. S., "Somatic hypermutation in B cells: an optimal control treatment", *J. Theor. Biol.,* 164:37-64, 1993.

[7] KLEINSTEIN, S.H., SINGH, J.P., "Toward quantitative simulation of germinal center dynamics: biological and modeling insights from experimental validation", *J.Theor.Biol.,*211:253-275, 2001.

[8] SMITH, D.S., CREADON, G., JENA, P.K., PORTANOVA, J.P., KOTZIN, B.L., WYSOCKI, L.J., "Di and Trinucleotide target preferences of somatic mutageneesis in normal and autoreative B cells", *J. of Immunol.*, 156:2642-2652, 1996.

[9] SHAPIRO, G.S., AVISZUS, K., MURPHY, J., WYSOCKI, L.J., "Evolution of Ig DNA sequence to target specific base positions within codons for somatic hypermutation", *J. of Immunol*., 168: 2302-2306, 2002.

[10] ZIEGNER M., BEREK C., "Development of antibody diversity in single germinal centers: selective expansion of high-affinity variants", *Eur. J. Immunol*., 24:2393-23400, 1994.

[11] CAMACHO, S., "Temporal and spatial regulation of affinity maturation in the primary immune response", Tese de doutorado, Freie Universität Berlin, Berlin, 1998.

[12] GONZÁLES-FERNANDES, A., MILSTEIN, C., "Low antigene dose favours selection of somatic mutants with hallmarks of antibody affinity maturation", *Immunology,* 93:149-153,1998.

[13] NCBI, Internet site address: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/ acessado em 20/04/2004.

[14] KLEINSTEIN, S.H., SINGH, "Why are there so few key mutant clones? The influence of stochastic selection and blocking in affinity maturation in the germinal center", *International Immunology,* 15:871-884, 2003.

ANÁLISE DA IMPEDÂNCIA PULMONAR POR MEIO DA TÉCNICA DE OSCILAÇÕES FORÇADAS QUANTO AS CARACTERÍSTICAS DO *BIAS*

L. S. C. Lima*, J. F. Silva** e R. C. S. Freire***

*CEFET-AM/UNED, Manaus, Brasil
**UFPB/DTM, João Pessoa, Brasil
***UFCG/DEE, Campina Grande, Brasil

e-mail: liviasclima@yahoo.com.br

Abstract In the pulmonary impedance determination we can use the Forced Oscillations Technique and in the implementation of the pressure generator we can use a loudspeaker. It is important to observe that there is influence of external impedances, such as the bias, in the measurement system. These bias are tubes connect between the system and the atmosphere. Then, different situations were implemented in the use of bias in relation to position and to diameter. The experiments results to confirm the bias' influence in the estimated value of the pulmonary impedance, represented by variations of phases in the signals of measured pressure.
Key-words: Forced Oscillations Technique, Pressure Generators, Respiratory Mechanics Impedance and *Bias*.

Introdução

Observando-se o aumento considerável das Doenças Pulmonares Obstrutivas Crônicas (DPOC's), que farão muitas vítimas ao longo das próximas décadas, atingindo milhões de pessoas [1], e dada a utilização da Técnica de Oscilações Forçada (TOF) como um procedimento não invasivo na avaliação da impedância pulmonar, tem-se buscado desenvolver melhorias nos resultados de experimentos que envolvem a avaliação do Sistema Respiratório.

A TOF consiste em oscilações de pressões geradas na boca do paciente, que por sua vez, sem esforço, consegue respirar espontaneamente. Os sinais de pressão e fluxo medidos na entrada das vias aéreas são utilizados como parâmetros na determinação da impedância mecânica respiratória, ou ainda, impedância pulmonar [2].

A utilização de alto-falantes na TOF, como geradores de pressões com saídas senoidais destacam-se por possuírem uma ampla faixa de freqüência de operação, facilidades na produção de sinais complexos e custo reduzido [3]. Assim, foi implementada uma estrutura de medição da impedância pulmonar, utilizando alto-falantes. Os *bias* são impedâncias, conseqüências de tubos, colocados entre o sistema e a atmosfera. Assim, é usada a denominação *bias*, da língua inglesa, para estes tubos por ser de uso comum nas referências bibliográficas [4]. Desta forma, há influência na impedância pulmonar respiratória quando se altera o posicionamento e o diâmetro dos *bias*. Quanto ao posicionamento, tem-se um ponto próximo ao gerador e um outro ponto próximo à carga (paciente). Quanto ao diâmetro trabalhou-se com 0,5 mm, 0,7 mm e 1,6 mm.

O objetivo deste trabalho é analisar a impedância pulmonar respiratória considerando-se as variações na estrutura de medição de acordo com características dos *bias*. Salienta-se que este tipo de análise não foi encontrada na bibliografia pesquisada.

Os *Bias*

A finalidade dos *bias*, de acordo com a sua posição no sistema é de: renovar o ar do paciente, quando posicionado próximo à carga (paciente); e facilitar o movimento do cone do alto-falante, permitindo menor rigidez no cone, quando posicionado próximo a ele. Estes *bias* representam impedância no sistema de medição, desta forma, consideram-se que há influências na determinação da impedância pulmonar.

Nos experimentos, desenvolvidos no LABMEC - UFPB, não foram utilizados pacientes, e sim, uma estrutura implementada com uma carga denominada RIC (Resistência – Inertância - Complacência). Esta carga representa as condições de normalidade em um sistema respiratório [4]. Há várias publicações em que a TOF apresenta valores da impedância respiratória, ou seus componentes, de pessoas sadias, caracterizando assim, um padrão de normalidade do sistema respiratório. Deste modo, a TOF com estes padrões definidos, possibilita diagnosticar patologias no sistema respiratório.

Dentre as características da impedância pulmonar da estrutura de medição, calculou-se a resistência equivalente do sistema em 2,5 $cmH_2O.litro^{-1}.s$ e freqüência de ressonância com um valor de 11,0515 Hz.

A inertância representa o volume pulmonar e a complacência corresponde à elasticidade do pulmão.

Em condições normais, esta complacência é de 0,13 l/cmH_2O. Isto significa que a cada aumento de 1,0 cm da pressão alveolar, os pulmões se expandem 130 ml [5].

Para a análise da influência dos *bias* foram realizadas medidas de pressões tanto no gerador como próximo da carga. Implementaram-se *bias* em situações diferentes na estrutura de medição:

- Um único *bias* na parte frontal do alto-falante (BG);
- Um único *bias* próximo à carga (BK), e
- Dois *bias*, um fixado na parte frontal do gerador e outro próximo à carga (BG BK).

As características dos *bias* são apresentadas na Tabela 1. O primeiro diâmetro, 0,5 mm, já foi utilizado no LABMEC na avaliação do sistema respiratório em crianças asmáticas [6]. O segundo diâmetro, 0,7 mm, apesar da pequena diferença de 0,2 mm, foi escolhido para verificar se iria ocorrer alteração significativas nas medidas realizadas. Por último, com o diâmetro de 1,6 mm, buscou-se verificar o comportamento dos *bias* com aproximadamente o dobro do segundo diâmetro.

Tabela 1: Características do *Bias*

Bias	**Diâmetro (mm)**
BF	0,5
BM	0,7
BG	1,6

Uma preocupação fundamental é em relação ao conforto do paciente, no momento da execução dos procedimentos respiratórios. Desta forma, as medidas de pressões foram efetuadas na faixa de 2,0 a 40 Hz, mantendo-se um padrão do nível de pressão em 2,0 cmH_2O, em conformidade aos padrões citados e utilizados em artigos referentes ao sistema respiratório [7].

Material e Métodos

Na estrutura de obtenção da impedância pulmonar com a técnica de oscilações forçadas, utilizou-se um sistema de excitação, um gerador e um sistema de medição.

O sistema de excitação consiste em um gerador de sinais e um amplificador de potência implementado a partir do amplificador operacional PA 51, e de um gerador de funções de até 11 MHz. O gerador de pressão é constituído por um alto-falante que possui sua parte posterior aberta e sua parte frontal selada, tendo um pequeno orifício para conexão do transdutor de fluxo.

O transdutor de fluxo é constituído por um pneumotacômetro (PNT), tendo a ele, acoplado paralelamente, um transdutor de pressão diferencial. Utilizou-se, neste experimento, um PNT do tipo Fleisch nº 2, que possui uma resistência interna (R) disposta paralelamente ao caminho percorrido pelo fluxo de ar.

Neste sistema é possível observar as variações de pressões que ocorrem de acordo com o posicionamento e diâmetro dos *bias* na determinação da impedância pulmonar.

Estrutura Implementada para Obtenção dos Níveis de Pressão

Na obtenção dos resultados para a análise da impedância pulmonar foram determinados os pontos de medidas dos níveis de pressão, bem como os pontos de posicionamento e conexão dos *bias*: próximo ao gerador e próximo a carga (paciente).

Os pontos de medida dos níveis de pressão foram nomeados de pontos A e B. O primeiro ponto está localizado próximo ao gerador, na parte frontal e selada do alto-falante, correspondendo a pressão exercida pelo gerador. O segundo ponto localiza-se anteriormente à carga, correspondendo à pressão obtida do paciente.

O pneumotacômetro está posicionado entre os pontos A e B.

A estrutura para obtenção dos níveis de pressão, Figura 1, consiste em: (01) microcomputador; (02) gerador de sinais; (03) amplificador; (04) alto-falante e (05) por dois transdutores de pressão: TP1 e TP2. Tem-se ainda, o posicionamento da conexão dos *bias*.

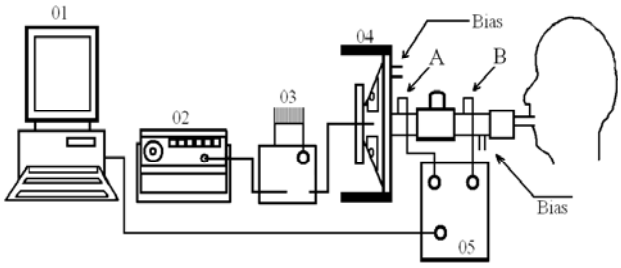


Figura 1 – Estrutura da Impedância Pulmonar

A monitoração e aquisição do sinal de pressão foram realizadas por meio de uma placa de aquisição que processa os dados de pressão, utilizando um software intitulado *forçadas*, que foi desenvolvido no laboratório LABMEC – UFPB.

Resultados

Conforme o posicionamento dos *bias* na estrutura de medição, obteve-se resultados dos níveis de pressão

diferenciados, tanto no ponto próximo ao gerador, como no ponto próximo ao paciente.

As linhas cheias referem-se aos níveis de pressões medidas na parte frontal do alto-falante, saída do gerador ou ponto A. As linhas pontilhadas referem-se aos níveis de pressões próximas à carga (paciente) ou ponto B. As linhas azuis, verdes e vermelhas representam os *bias* fino, *bias* médio e *bias* grosso, respectivamente, BF, BM e BG. Nas legendas das figuras (2), (3) e (4), B é *bias*, F é fino, M é médio, G (como segunda letra) é grosso, G (como terceira letra) é próximo ao gerador e K é próximo à carga.

Na Figura 2 apresentam-se as variações dos níveis de pressão, quando foi conectado *bias* apenas na parte frontal do alto-falante (gerador).

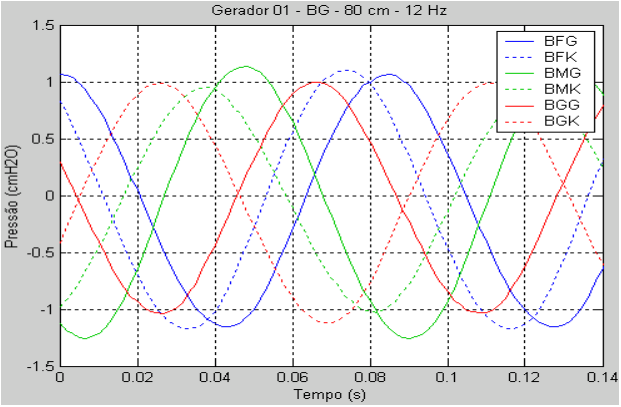


Figura 2: Implementação do *BIAS* apenas no gerador

Na Figura 3 apresentam-se as variações dos níveis de pressão, quando foi conectado *bias* apenas na parte frontal do alto-falante (gerador).

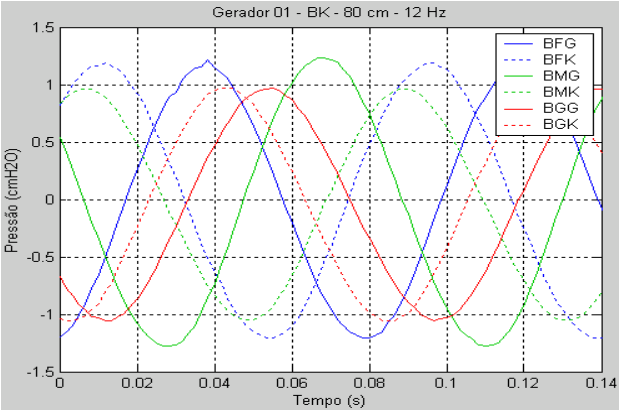


Figura 3: Implementação do *BIAS* apenas na carga

Na Figura 4, tem-se a implementação do *bias* tanto na tela frontal do alto-falante como conectado próximo à carga.

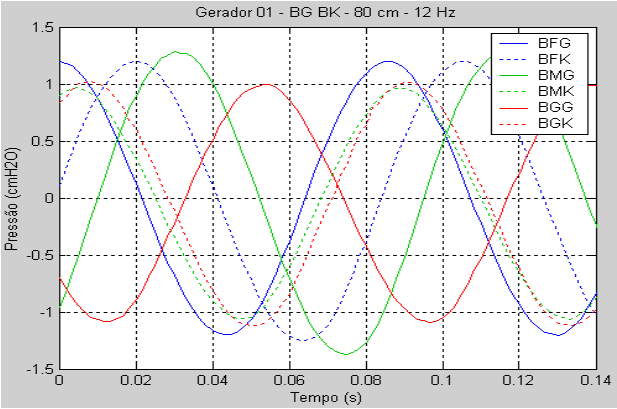


Figura 4: Implementação do *BIAS* tanto no gerador como próximo à carga.

Discussão

Na bibliográfica não foram localizados estudos sobre as características ou definições dos *bias* nos procedimentos que envolviam a TOF. Assim, houve uma preocupação em ser avaliada a influência destes no processo de determinação da impedância mecânica do sistema respiratório utilizando a TOF.

Nas Figuras (2), (3) e (4) observa-se que há variações da fase nos sinais de pressões.

As medições das impedâncias pulmonares são influenciadas pelas variações de fase dos sinais de pressão, ocorridas tanto quanto ao posicionamento dos *bias* na estrutura, como também quanto ao diâmetro utilizado.

Observou-se porém que, no posicionamento dos *bias*, a estrutura que mais se aproximou da carga ideal: resistência próxima a 2,5 $cmH_2O.l^{-1}.s$ e freqüência de ressonância com um valor de 11 Hz foi a que tinha conectados os bias tanto na parte frontal do alto-falante, como próximo ao paciente. Os demais posicionamentos apresentaram variações na determinação da impedância pulmonar.

Agradecimentos

Ao CEFET-AM/UNED-Manaus, CAPES e PROCAD pelo apoio financeiro do projeto, como também aos meus amigos e colegas do LABMEC/UFPB, pelo auxílio no desenvolvimento da estrutura e obtenção dos resultados.

Referências

[1] MURRAY, C.J.L., LOPES, A.D.: "Alternative Projections of Mortality and Disability by cause 1990-2020: global burden of disease study". The Lancet, vol349: pp. 1489-1504, 1997.

[2] NAVAJAS D, FARRÉ R.: “Forced oscillation assessment of respiratory mechanics in ventilated patients”. Critical Care, Vol. 5:1, pp. 3-9, 2001.

[3] PESLIN R.: “Methods for Measuring Total Respiratory Impedance by Forced Oscillations”. Bull Eur Physio-path. Resp., Clinical Respiratory Physiology. Vol. 22, pp: 621-631, 1986.

[4] PESLIN R., FREDBERG J.J., “Oscillation Mechanics of Respiratory System”; Handbook of Physiology – The Respiratory System III, Chapter 11, Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale, Vandoeuvre-les-Nancy, France; The Biomechanics Institute, Boston, Massachustts, 1986.

[5] GUYTON, Arthur C.; “Fisiologia Médica”, 6ª Edição, Editora Guanabara, Rio de Janeiro. 1988.

[6] SILVA JÚNIOR, W.M.: “Estudo da Impedância Mecânica do Sistema Respiratório com a Técnica de Oscilações Forçadas em Crianças Asmáticas”. Dissertação de Mestrado, João Pessoa, 2003.

[7] ROTGER M., et al: “Influence of Amplitude, Phases and Frequency Content of Pseudorandom Pressure Input on Impedance Data and their Variability”; Eur. Resp., Vol. 3, pp. 178-182, Rev. 1991.

SISTEMA PORTÁTIL PARA PROCESSAMENTO E TELEMETRIA DE SINAIS FISIOLÓGICOS

F. C. Jandre[*], A. F. Cruz[*] e A. D. Quelhas [*,**]
[*] Programa de Engenharia Biomédica, UFRJ/COPPE, Rio de Janeiro, Brasil
[**] Instituto de Pesquisa da Capacitação Física do Exército, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: jandre@peb.ufrj.br

Abstract: A wireless system for data acquisition, processing and transmission of physiological signals is presented, in an application to thoracic plethysmography. A microcontroller-based circuit amplifies, digitizes and sends the volume signal via serial port to a palmtop computer, running a signal processing routine which also interfaces to a GSM/GPRS cell phone via infrared. Respiratory cycles are identified and the measured periods are sent through TCP/IP to a remote server computer which stores and displays the received data. High correlation was observed between transmitted and locally measured periods (r^2=0,9986) of synthetic sine waves. A pilot experiment with a running subject supports the system's design

***Palavras-Chave*: Telemetria, telemedicina, ventilação pulmonar, instrumentação biomédica, sinais fisiológicos**

Introdução

A monitorização remota de sinais fisiológicos pode prover subsídios para avaliação e tomada de decisões a respeito do estado do indivíduo monitorizado, permitindo em algumas situações respostas mais rápidas, maior volume de dados sobre o indivíduo e redução de custos [1]. Sistemas de telemedicina baseados no uso de terminais telefônicos móveis e acesso sem fio à Internet vêm sendo apresentados [2,3]. Por outro lado, tem sido demonstrada a importância da monitorização de sinais fisiológicos, biomecânicos e outros na avaliação e pesquisa em fisiologia do exercício [4,5]. A telemetria de sinais fisiológicos, como freqüência cardíaca e pressão arterial, vem sendo utilizada e validada na literatura [4,6].

Este trabalho apresenta um sistema para telemetria (TeSys) de sinais fisiológicos, com capacidade de aquisição, processamento e armazenamento de dados, visando a permitir a monitorização de indivíduos em movimento.

Materiais e Métodos

Montagem: O TeSys foi montado como segue. Um pletismógrafo resistivo (Ptsm), modelo PneuTrace (BIOPAC Systems, EUA), foi ligado a um circuito excitador-amplificador (ExA), construído para o propósito, fornecendo saída entre 0 e 5 volts. O sinal pletismográfico foi ligado a uma das portas do microcontrolador HC08 (µC) contido em uma placa de desenvolvimento de um "kit" de desenvolvimento (M68EVB908Q, Motorola, EUA). O ExA e a placa com o µC foram alimentados com 2 baterias de 9V. O microcontrolador foi programado para amostrar o sinal de tensão com uma rotina de aquisição, escrita usando o compilador CodeWarrior (Metrowerks, EUA) presente no "kit" de desenvolvimento para o µC. A rotina de aquisição sub-amostra o sinal analógico, fazendo a média de um número N de valores amostrados, com intervalo temporal constante, em uma variável de 16 bits. Posteriormente, o valor dessa variável é truncado para 8 bits e, caso esse dado seja igual a 00h, é alterado para 01h. O dado é transmitido serialmente por uma rotina emuladora de porta serial, a 9600 bauds e com enquadramento tipo 8N1 (8 bits de dados, sem paridade, 1 bit de parada). Cada valor transmitido é precedido de uma marca de cabeçalho, 00h. A taxa de transmissão de bytes é, portanto, determinada pelo valor de N, o que será descrito detalhadamente no item *Ensaios*.

O sinal serial foi transmitido para um computador de mão (CDM) modelo Zire 71 (Palm, EUA) cuja base foi adaptada com um conector RS-232 tipo DB-9. O CDM foi programado usando o interpretador BASIC denominado HotPaw Basic/yBASIC (HotPaw, EUA), para receber, processar e exibir o sinal, e para armazenar e retransmitir os resultados do processamento. Para tal, o computador era conectado, via porta infravermelha e usando o protocolo PPP, a um terminal celular modelo S45 (Siemens, Alemanha), habilitado pela operadora TNL PCS S.A. do Rio de Janeiro para usar serviços GSM e GPRS. Essa conexão fornecia um endereço IP para o CDM e permitia o uso das funções de "socket" TCP/IP do yBASIC. O diagrama de blocos do TeSys pode ser vito na figura 1.

A rotina de processamento do sinal realiza a detecção de ciclos respiratórios e o cálculo dos períodos, fornecidos em número de amostras e codificados em 8 bits. Os valores foram limitados à faixa 2-254 decimal, e o símbolo FFh foi reservado para sinalizar o início de um bloco de dados. Além disso, uma conexão TCP/IP é realizada para um simples servidor TCP/IP remoto usando a porta 1000, descrito adiante. O CDM envia inicialmente uma

seqüência contendo o símbolo FFh, um nome de arquivo e novamente o símbolo FFh, após o qual são enviados bytes correspondentes aos períodos respiratórios. Um arquivo local (Memo) é aberto no CDM, e recebe a mesma seqüência de bytes enviada por TCP/IP.

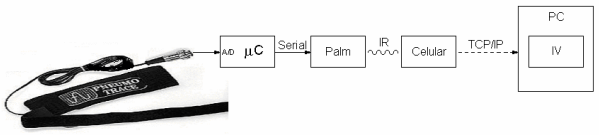


Figura 1: Diagrama em blocos do TeSys

A descrição resumida do programa segue:

- A conexão TCP/IP é estabelecida, e o nome do arquivo é transmitido e registrado localmente em um Memo. A confirmação de conexão é feita para o usuário pela transmissão de um caracter pelo servidor (caracter "X")
- Os bytes seriais são lidos e o byte de cabeçalho (00h) é removido; uma amostra de sinal por vez é encaminhada para o processamento
- A amostra recebida é escalonada e exibida, atualizando um gráfico corrido ("chart") de duas linhas.
- A amostra é encaminhada para um algoritmo simplificado de detecção de ciclos, usando dois limiares adaptativos com decaimentos exponenciais. Um ciclo é detectado quando há sucessivamento cruzamentos do limiar inferior e superior. A constante de tempo de decaimento foi de 100 amostras. A figura 2 exibe um circuito equivalente para a geração dos dois limiares de detecção.
- A cada detecção de ciclo, uma fila recebe o valor do intervalo temporal, em amostras, entre o ciclo detectado e o ciclo anterior. Caso haja 5 ou mais dados na fila, todos os dados são enviados para o servidor TCP/IP. Caso a rotina yBASIC de transmissão TCP/IP narre sucesso de envio, a fila é esvaziada e os dados são copiados no Memo. Caso haja insucesso, os dados são mantidos na fila. Se a fila apresentar 25 ou mais dados, a conexão TCP/IP é terminada e uma nova conexão é solicitada para o servidor.
- A rotina permanece rodando até que haja um toque na tela do CDM, quando os dados presentes na fila são enviados, e os arquivos e conexões são fechados.

O servidor TCP/IP foi escrito em LabVIEW (National Instruments, EUA). Todos os experimentos realizados com rotinas escritas em LabVIEW, descritos a seguir, foram executados em um microcomputador Athlon 1333 MHz com Windows 98 (Microsoft, EUA) e conexão permanente à Internet via placa Ethernet e IP fixo.

Ensaios: No Ensaio I, N recebeu o valor 16 na rotina de aquisição do µC. Nessa condição, foi testada a taxa bruta de transmissão de bytes, usando-se uma rotina escrita em LabVIEW para contar o número de bytes recebidos e dividir pelo tempo transcorrido, em segundos.

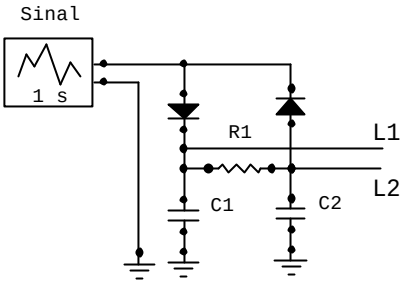


Figura 2. Circuito equivalente ao algoritmo de geração dos limiares adaptativos. Os diodos são ideais. L1 e L2 são os limiares superior e inferior, respectivamente.

O Ensaio II determinou a taxa de transmissão a ser usada na comunicação entre µC e CDM, de modo a evitar a perda de bytes na recepção e processamento pelo CDM. Para tal, um gerador senoidal na forma de uma rotina escrita em LabVIEW enviou uma forma de onda diretamente para a porta serial do CDM, com a mesma codificação de cabeçalho e sinal usada pelo ? C, com período fixo de 40 amostras e com valor variando de 2 (02h) a 253 (FDh) unidades. Foram usadas taxas brutas de transmissão aproximadas de 10, 20, 30, 40 e 50 bytes/s, sendo os arquivos respectivos gravados pelo servidor. Cada arquivo continha as medidas obtidas pelo TeSys com duração total de cerca de 50 ciclos. Usando os resultados do Ensaio II, o valor de N foi reajustado para 32. Um novo ensaio similar ao Ensaio I, para medição da taxa de transmissão nessa condição, Ensaio III, foi realizado.

No Ensaio IV o gerador senoidal foi programado com a taxa de transmissão medida no Ensaio III com períodos entre 10 e 250 amostras. Cerca de 50 ciclos foram gerados a cada período estipulado, e um arquivo foi gravado pelo servidor TCP/IP.

No Ensaio V o sinal proveniente do ExA foi substituído pelo sinal de um gerador analógico Hewlett Packard modelo 3312A (Hewlett-Packard, EUA). Foram geradas séries senoidais de 50 ciclos de duração com períodos de oscilação na faixa de 900ms a 11,25s.. O ensaio visou a validar os períodos detectados e transmitidos pelo sistema de telemetria. Os períodos foram de oscilação foram conferidos com um osciloscópio Tektronix TDS210, posicionando-se os cursores verticais nas posições aproximadas dos picos do sinal.

Experimento-Piloto: O sistema foi acondicionado em uma mochila com barrigueira. O ganho do ExA foi ajustado para excursão de sinal na faixa de 0 a 5V. O pletismógrafo foi posicionado em torno do tórax de um voluntário do sexo masculino, na altura do processo xifóide. Após a conexão com o servidor e dois minutos de repouso inicial, o indivíduo percorreu 3 voltas em

pista de atletismo de 400 m, na raia 1, intercaladas por 1 minuto de recuperação. Os dados resultantes foram gravados em arquivo local no CDM e no servidor remoto.

Resultados

Montagem: a parte da montagem contendo o Exa, o µC e as baterias para alimentação foi acondicionada em caixa plástica de 12 cm x 12 cm x 3 cm. O restante do TeSys (CDM com terminal celular) foi conectado por um cabo serial à caixa.

Ensaios: A taxa bruta de transmissão de bytes obtida no Ensaio I, com N=16, foi de cerca de 52 bytes/s. No Ensaio II, revelou-se perda de dados nas taxas superiores a 30 bytes/s. Nessas taxas, todos os períodos medidos pelo sistema foram diferentes dos gerados, enquanto que nas taxas inferiores, todas as amostras foram medidas corretamente. As exceções foram as duas primeiras amostras, possivelmente pelos efeitos transitórios do algoritmo de detecção de ciclos.

No Ensaio III, com N=32, a taxa bruta de transmissão foi de cerca de 26,3 bytes por segundo.

Os valores obtidos para os períodos no Ensaio IV foram idênticos aos valores esperados, a menos dos instantes de comutação de períodos. Apenas um período de 40 amostras foi medido erroneamente como tendo 37 amostras.

A relação entre os intervalos lidos pelo sistema e o período das senóides geradas no Ensaio V está apresentada na figura 3. O ajuste linear desta relação resultou em um coeficiente de determinação de 0,9986. O coeficiente angular foi de 13,24 ± 0,04 amostras por segundo (intervalo de confiança de 5%).

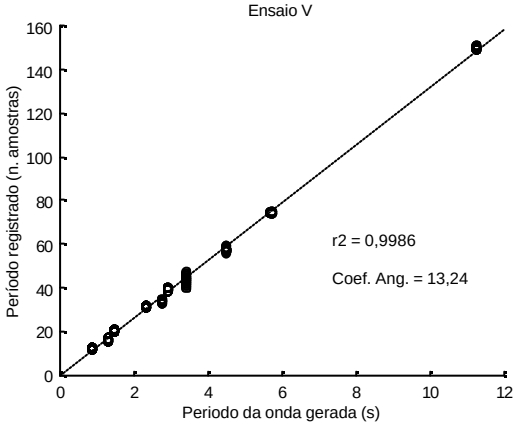


Figura 3: Relação entre o período de onda, em número de amostras, registrado pelo sistema de telemetria e o período de onda sintetizado pelo gerador analógico no Ensaio V.

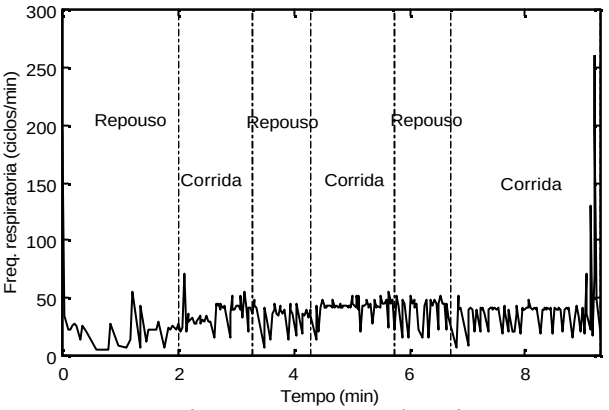


Figura 4: Série temporal da freqüência respiratória , registrada pelo sistema durante o experimento-piloto. As posições temporais das amostras foram calculadas pela soma acumulada dos períodos registrados pelo sistema.

Discussão

Algumas questões emergentes dos experimentos realizados devem porém ser tratadas. A taxa máxima obtida para o processamento de dados pelo sistema foi baixa, o que requer a busca de outras ferramentas de programação para o CDM. A taxa líquida de transmissão de bytes entre µC e CDM, obtida a partir dos dados do Ensaio II, foi de cerca de 13 amostras/s, o que pode ser comparado com o coeficiente angular de 13,24 amostras/segundo obtido no Ensaio V.

As irregularidades nas medidas obtidas no experimento-piloto, observadas na Figura 4, podem ter origem na inadequação mecânica do uso da mochila junto com o PTM, pois houve deslocamento deste último durante o exercício. O algoritmo de detecção de ciclos deve também ser criticado quanto a sua robustez, e requer outros ensaios para sua validação para o uso proposto. É possível observar, sob inspeção visual, semelhanças entre os trechos de recuperação de 1 minuto, bem como diferenças entre as séries obtidas durante o repouso inicial, durante as duas primeiras corridas (realizadas em 1min17s e 1min26s respectivamente) e durante a última corrida (realizada em cerca de 2min35s).

A necessidade da cobertura da área de uso do sistema com rede celular compatível e os custos de transmissão associados devem ser avaliados em função da aplicação.

A possibilidade de monitorização de vários sinais simultâneos junto com dados provenientes de outros sistemas, como o GPS (Global Positioning System), pode ser um atrativo para o uso de um sistema semelhante em determinados desportos como as corridas (atletismo, ciclismo, vela) e outros, como o vôo livre. Os dados obtidos sugerem que o uso de um sistema similar ao proposto pode ser considerado, em aplicações nas quais seja necessária a monitorização em movimento. As especificidades das relações entre a forma de exercício e variáveis fisiológicas mensuradas (com exemplos na literatura [7]) sugerem que esforços sejam feitos para projetar e validar dispositivos para permitir a monitorização durante o desempenho físico que se pretende avaliar. Benefícios poderiam ser obtidos em pesquisas que visem a mensurar efeitos

específicos, como por exemplo a adaptação ao exercício [8].

Agradecimentos

Os autores agradecem à Profa. Eliane Volchan (IBCCF^{o}/UFRJ) pela cessão do pletismógrafo; aos Profs. José Luiz da Silva Neto e Luís Guilherme Barbosa Rolim (DEE/UFRJ) pelos equipamentos cedidos; a Tatiana V. Acselrad pelo apoio nos experimentos.

Referências

[1] Levine S.R, Gorman M., "´Telestroke´ - The Application of Telemedicine for Stroke", *Stroke*. 30:464-469, 1999.

[2] Hung K., Zhang Y.T., "Implementation of a WAP-based telemedicine system for patient monitoring", *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed*. 7(2):101-7, 2003.

[3] Kyriacou E., Pavlopoulos S., Berler A. *et al.*, "Multi-purpose HealthCare Telemedicine Systems with mobile communication link support", *Biomed. Eng. Online*. 2(1):7, 2003.

[4] Eston R.G., Rowlands A.V., Ingledew D.K., "Validity of heart rate, pedometry, and accelerometry for predicting the energy cost of children's activities", *J. Appl. Physiol.* 84(1):362-371, 1998.

[5] Weyand P.G., Kelly M., Blackadar T. *et al.*, "Ambulatory estimates of maximal aerobic power from foot-ground contact times and heart rates in running humans", *J. Appl. Physiol*. 91:451-458, 2001.

[6] Kornowski R., Zlochiver S., Botzer. L. *et al.*, "Validation of vital signs recorded via a new telecare system", *J. Telemed. Telecare.* 9:328-333, 2003.

[7] Yoshiga C.C, Higuchi, M., "Heart rate is lower during ergometer rowing than during treadmill running", *Eur J Appl Physiol.* 87(2):97-100, 2002.

[8] McDermott W.J., Van Emmerik R.E.A., Hamill J., "Running training and adaptive strategies of locomotor-respiratory coordination", *Eur. J. Appl. Physiol.* 89: 435–444, 2003.

UM NOVO MOUSE ULTRA-SÔNICO ATIVADO PELOS MOVIMENTOS DA CABEÇA

R. W. Müller, C. E. M. Oliveira, R. M. Schmal, P. Nohama

Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná / CPGEI, Curitiba, Brasil

e-mail: rmuller@cpgei.cefetpr.br

Abstract: This paper describes a device developed to become easier the computer access for disabled people using head movements. The device is based on ultrasonic signal phase difference, which is received by transducers located at top of the computer monitor. The signal output is converted to a rectangular signal and passes through a low-pass filter. At its output, it is yielded an RMS value that corresponds to the phase difference of the input signals. Tests had been performed with the device using a virtual keyboard and had shown an execution time 51,16% longer than conventional mouse when typing a common phrase and when drawing a picture contour a time duration 9,69% longer than the conventional mouse.

Palavras Chave: **Mouse, ultra-som, movimento da cabeça, interface homem-máquina, tetraplegia.**

Introdução

A inclusão digital é uma tendência social vivida atualmente. É fácil perceber através da mídia que o mundo trilha por um caminho onde todos os tipos de informações, desde textos a filmes, tendem a ser digitalizados. Pessoas portadoras de deficiências motoras têm sido impossibilitadas de desfrutar e até mesmo participar de alguns desses avanços tecnológicos devido a barreiras mecânicas oriundas dos periféricos até então desenvolvidos. Este artigo descreve um dispositivo apontador projetado para pessoas cujos movimentos dos membros superiores tenham sido afetados. Esse dispositivo tem a função de movimentar o cursor do mouse na tela do computador por meio dos movimentos da cabeça do usuário.

Inúmeras técnicas vêm sendo desenvolvidas com o objetivo de implementar novos dispositivos que auxiliem os portadores de deficiências motoras a acessar o computador, dentre elas:

- EEG, pelo reconhecimento e posicionamento do cursor por meio de processamento dos sinais eletro-encefalográficos [1];
- Imagem ocular, onde uma câmera CCD é posicionada em frente aos olhos do usuário reconhecendo o movimento da pupila [2];
- Laser, utilizando um feixe de laser e foto-detectores para reconhecer o posicionamento desejado [3].

Algumas dessas tecnologias são caras, dificultando sua aquisição e os resultados nem sempre satisfazem aos usuários. Deste modo, torna-se necessário o desenvolvimento de dispositivos que possuam interface de fácil utilização, boa precisão e baixo custo.

O dispositivo proposto utiliza um modelamento matemático através do qual determina-se o posicionamento do cursor por meio de comparações de fase entre ondas mecânicas geradas por transdutores de ultra-som (US).

Este método já foi considerado anteriormente por Nonaka e Da-Te (1995) [4], porém, naquele projeto empregam-se cinco transdutores (quatro receptores e um emissor) ao invés dos quatro transdutores (três receptores e um emissor) propostos neste artigo, para o rastreamento da posição da cabeça do usuário.

Metodologia

O funcionamento básico do dispositivo apontador está representado no diagrama de blocos da Figura 1.

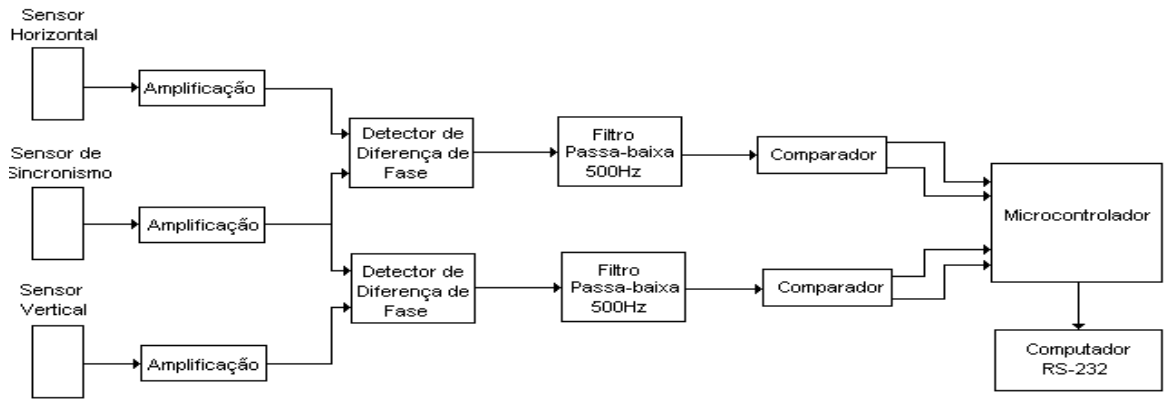


Figura1: Diagrama de blocos do dispositivo.

O transdutor de ultra-som, responsável pela emissão de um sinal, é posicionado na cabeça do usuário através de um suporte. Esse sinal é adquirido por sensores que estão fixados no topo do monitor do computador. Os sinais elétricos provenientes desses sensores são amplificados e têm suas fases comparadas.

A diferença de fase é detectada através de um circuito que executa uma equação booleana. O sinal passa por um filtro que extrai o valor RMS. Por meio de um comparador, detecta-se o movimento e a direção de apontamento.

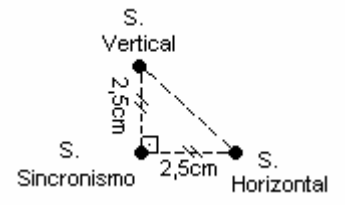


Figura 2: Disposição dos receptores.

A. Detecção do Sinal do Emissor US

Para determinar a direção em que o cursor do mouse deve se movimentar, os três sensores fixados no topo do monitor recebem o sinal de 40 kHz gerado pelo emissor. Ao movimentar a cabeça, o usuário modifica a distância entre o emissor e os receptores alterando, desta forma, as fases dos sinais recebidos pelos sensores US.

Para o dispositivo operar de modo satisfatório, o usuário deve utilizar o computador ergonomicamente, ou seja, deve posicionar o monitor a sua frente, na altura dos olhos, mantendo-se a uma distância entre 50 e 90 cm do monitor.

Os sensores foram dispostos nos vértices de um triângulo retângulo (Figura 2). Esta montagem foi escolhida com o objetivo de se utilizar três receptores ao invés de quatro, uma vez que o receptor localizado no vértice oposto à hipotenusa é comum aos dois eixos (X e Y).

B. Amplificação

Para a amplificação dos sinais provenientes dos receptores, implementou-se um circuito amplificador de dois estágios. O primeiro estágio possui ganho modular igual a 60. O segundo atua como comparador de nível. Se o sinal vindo do primeiro estágio for maior que 0V a saída será $+V_{CC}$; caso seja menor, a saída será $-V_{CC}$.

C. Detector de Diferença de Fase

O detector de diferença de fase relaciona um sinal proveniente de um dos sensores (horizontal ou vertical) com o sinal recebido do sensor de sincronismo. Esta relação é obtida por meio da **eq. 1** e implementada a partir de portas lógicas. Nesta equação, o símbolo **Ā** representa o sinal de sincronismo com sua fase invertida, **B** representa o sinal do proveniente do sensor vertical ou horizontal e **S** a saída do circuito. O período em que a saída do sistema permanece em nível alto (5V) corresponde ao período de defasamento dos sinais.

$$\mathbf{S = \bar{A}\ \hat{}\ B} \qquad \text{(eq. 1)}$$

O deslocamento da cabeça do usuário e a resposta do detector de fase quando o usuário move a cabeça de cima para baixo são ilustrados nas figuras 3 e 4, respectivamente.

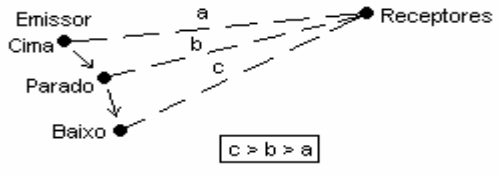


Figura 3: Movimento da cabeça observado em perfil.

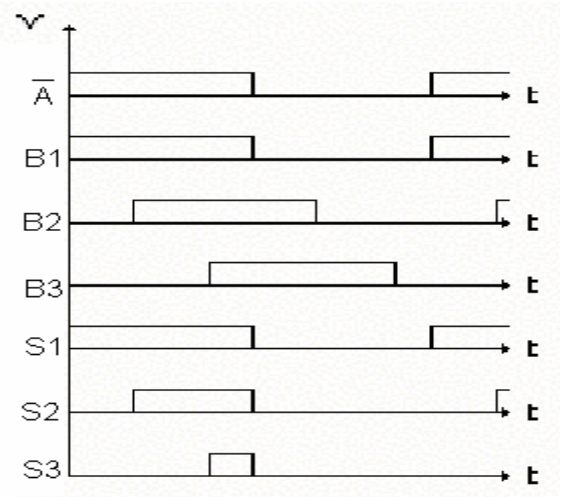


Figura 4: Resposta do sistema em função do movimento da cabeça do usuário.

Como exemplo, na figura 3 pode ser observada uma inclinação vertical da cabeça do usuário no sentido "de cima para baixo", vista de perfil. Este movimento foi dividido em três etapas: *cima, parado e baixo*. Na etapa *cima*, o cursor do mouse realiza um movimento no sentido ascendente. Abaixando a cabeça, o usuário atinge a etapa *parada*, onde o cursor do mouse permanece parado. O usuário continua o movimento de inclinação alcançando a etapa *baixo*, onde o cursor do mouse descreve um movimento descendente.

Na Tabela 1 podem ser observadas as respostas (Figura 4) do circuito em relação a cada uma das etapas descritas.

D. Filtro Passa Baixa

No projeto desenvolvido, utiliza-se um filtro passa-baixa Butterworth, ajustado com freqüência de corte de 500Hz. Sua função é fornecer o nível médio de tensão presente no sinal procedente da saída do detector de

fase. Dessa forma, quanto maior forem as diferenças de fase detectadas, maior será o nível de tensão média na saída do filtro.

Tabela 1: Descrição dos sinais.

Sinais	Descrição
B1	Sinal do sensor vertical ou horizontal, onde o movimento do cursor é para cima
B2	Sinal do sensor vertical ou horizontal, onde o cursor do mouse está parado
B3	Sinal do sensor vertical ou horizontal, onde o movimento do cursor é para baixo
S1	Resposta do circuito para um sinal de entrada B1
S2	Resposta do circuito para um sinal de entrada B2
S3	Resposta do circuito para um sinal de entrada B3

E. Circuito Comparador

Para determinar o grau de deslocamento da cabeça do usuário, o circuito comparador utiliza o sinal de saída do bloco de detecção de diferença de fase.

A tensão média do sinal passa por um comparador de janela para detectar se o sinal recebido é maior que um determinado intervalo (1,78V e 2,13V). Caso a tensão esteja acima do limiar superior (2,13V), o comparador fornece 5V em uma de suas saídas. Quando a tensão média situar-se abaixo do limiar inferior (1,78V), o sinal de saída será de 0V.

Essas saídas estão ligadas à porta de um microcontrolador (89C52), que tem por função gerar o protocolo de comunicação com o computador.

Caso a tensão esteja entre os dois limiares (1,78V e 2,13V), ambas as saídas permanecem em nível baixo e não há movimento. O intervalo compreendido entre 1,78V e 2,13V é denominado de zona morta do dispositivo, na qual nenhum código será transmitido ao computador, podendo ser ajustado caso haja necessidade.

F. Algoritmo

As quatro saídas dos comparadores (duas do comparador vertical e duas do horizontal) são conectadas à porta 1 do microcontrolador 89C52. Na tabela 2, estão descritas todas as possibilidades de movimentos detectadas pelo circuito analógico, com os correspondentes direcionamentos do cursor no monitor do computador.

O *firmware* contido no microcontrolador utiliza os dados da Tabela 2 para realizar a comunicação entre o dispositivo e o microcomputador. Para que o dispositivo seja reconhecido como um mouse padrão Microsoft Mouse 2 botões, utilizou-se o protocolo de transmissão de dados do referido mouse.

Os dois botões do mouse estão ligados na porta 2 do 89C52 conectados através de *pull-ups*. Os botões são reconhecidos pelo algoritmo e anexados aos pacotes de transmissão através de uma função lógica do tipo OR.

De acordo com o diagrama de blocos do algoritmo (figura 5), o microcontrolador é inicializado quando o sinal RTS (pino 7 da porta serial computador) assume nível zero. Em seguida, o algoritmo realiza as configurações necessárias para transmissão, interrupção, entre outras. Os caracteres **M** e **3** são enviados para que o computador identifique o dispositivo conectado e carregue o software apropriado.

Tabela 2: Códigos recebidos em P1.

Porta 1 do 89C52	**Direção do Cursor**
00000000	parado
00000001	esquerda
00000010	direita
00000100	cima
00000101	cima e esquerda
00000110	cima e direita
00001000	baixo
00001001	baixo e esquerda
00001010	baixo e direita

Uma vez enviado o tipo do mouse (M e 3), o algoritmo permanece em um *loop* infinito, verificando as portas 1 e 2 do microcontrolador, gerando o protocolo sempre que necessário, de acordo com os códigos apresentados na tabela 2.

Deve-se notar que os bits de estado dos botões são sempre acrescentados aos pacotes que são enviados ao computador.

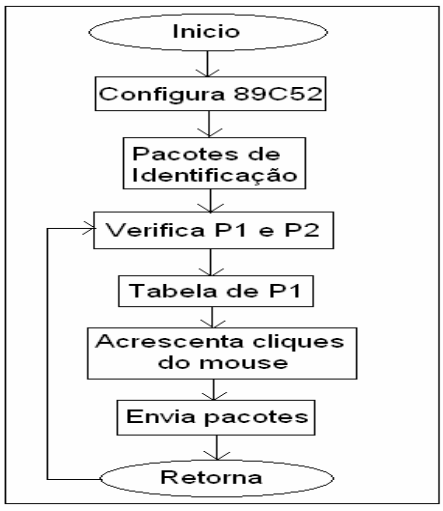


Figura 5: Fluxograma do algoritmo.

Uma vez que a porta serial do microcontrolador fornece sinal em nível TTL, é necessário gerar o nível de tensão compatível com o padrão RS232C, o que é realizado através do CI - MAX232.

Metodologia de Avaliação

Testes foram realizados com o objetivo de verificar

a eficiência e viabilidade do dispositivo apontador. O protocolo dos testes está baseado na lei de Fitt [5],[6], segundo a qual, o tempo de movimento do cursor é afetado pela distância percorrida e pela precisão requerida pelo sistema.

Através dos testes, foram obtidos dois coeficientes, onde o primeiro indica a dificuldade de interação do usuário com o dispositivo e o segundo indica a performance do periférico (tabela 3). Para isso, foram realizados três testes propostos pelo protocolo e comparados com os resultados de um mouse padrão. O primeiro teste consiste em medir o tempo necessário para escrever uma frase através de um teclado virtual [7], onde a sentença "QUE DIA LINDO" é digitada, sendo registrado o tempo de execução e comparado com o tempo do *mouse* padrão para a mesma tarefa. O segundo teste consiste em desenhar figuras geométricas (círculo e quadrado), registrando as dimensões da figura desenhada e o tempo consumido, comparando com os do *mouse* convencional. No terceiro teste, é medido o tempo para o usuário alcançar com o cursor do *mouse* figuras geométricas.

Resultados

À primeira vista, os resultados (tabela 3) podem parecer insatisfatórios, já que existem índices de dificuldade superiores a 50%. Deve-se esclarecer, entretanto, que os testes foram realizados com usuários que nunca tiveram contato com este tipo de dispositivo, porém, o mesmo grau de dificuldade pode ser observado em usuários que não têm costume de empregar o mouse padrão.

Tabela 3: Resultados.

Teste		Índice de dificuldade	Performance
1		51,16%	---
2	Circulo	5,76%	9,69%
	Quadrado	4,7%	9,85%
3		44,88%	55,12%

Os testes foram aplicados ao mesmo usuário várias vezes, e conforme eles se habituavam com o dispositivo, os tempos foram sendo reduzidos, diminuindo, assim, os índices de dificuldade.

O dispositivo de rastreamento dos movimentos da cabeça mostrou características semelhantes às do mouse convencional, porém, com performance inferior no grupo avaliado. Além disso, nota-se que tarefas simples como digitação de textos tornam-se mais trabalhosas utilizando esse tipo de dispositivo.

Conclusão

O dispositivo proposto empregando três sensores US apresentou resultados equivalentes ao desenvolvido por Nonaka e Da-Te [4] projetado com quatro, representando, portanto, um avanço técnico e uma redução econômica.

A avaliação prática de usabilidade demonstra que o mouse ultra-sônico é funcionalmente viável, indicando ser, potencialmente, uma ferramenta de auxílio às pessoas com dificuldades motoras severas, no acesso ao computador.

Atualmente, além do projeto de produto, estão sendo realizados testes com um grupo maior de pessoas, com o objetivo de avaliar usuários que possuem familiaridade com o mouse e contemplando uma maior amostra de pessoas com necessidades especiais.

Agradecimentos

Os autores são gratos a todas as pessoas que dedicaram seu tempo testando o dispositivo desenvolvido, e ao CNPq, pelo apoio financeiro e pelas bolsas de pesquisa (processo 552265/01-2).

Referências

[1] J. G. CREMADES, A. BARRETO, D. SANCHEZ, M. ADJOVADI, "Human-Computer interfaces with regional lower and upper alpha frequencies as on-line indexes of mental activity", *Computer in Human Behavior*, 20: 569-579, 2004.

[2] NORRIS, G., WILSON, E., "The Eye Mouse, an eye communication device", *Proceedings of 23rd Northeast IEEE Bioengineering Conference*, May 21-22, 1997, pp. 66 – 67, 1997.

[3] DONNELLY, T., DAVEY, P.J., CARLYON, S**.,** Laser-operated mouse for a physically disabled child *IEE Colloquium on Computers in the Service of Mankind: Helping the Disabled* (Digest n. 1997/117), March, 7, pp. 8/1 - 8/2, 1997.

[4] NONAKA, H., DA-TE, T., "Ultrasonic position measurement and Its applications to human interface", *IEEE Trans. Instrum. Meas*., 44 (1): 771-774, 1995.

[5] MACKENZIE, S., "A note on the information – Theoretic basis for Fitts´Law", *J. Motor Behavior*, 21, pp. 323–330.

[6] MACKENZIE, S., "Fitts' law as a performance model in human-computer interaction," *Doctoral thesis*, Univ. of Toronto, Canada, 1991.

[7] HATTORI, D.M., NOHAMA, P., JORDAN, M., "Interface de Comunicação para crianças com problemas Motores e Vocais," 3. *Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo para la Discapacidad y Comunicación Alternativa y Aumentativa: IBERDISCAP 2004*, San Jose, Costa Rica, 2004 (CD ROM).

SENSAÇÕES A ESTIMULAÇÃO SOMATO-SENSITIVA SENOIDAL

Maria T. S. Pereira*, Lydia M. P. Giuliano**, Carlos J. Tierra-Criollo*, Alderico R. de Paula Jr.* e Gilberto M. Manzano**

*Universidade do Vale do Paraíba (UNIVAP)/Grupo de Instrumentação e Processamento de Sinais (GIPSI), IP&D, São José dos Campos, Brasil
**Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP)/Setor de Neurofisiologia Clínica, Disciplina de Neurologia, São Paulo, Brasil.

e-mail: mthereza@univap.br

Abstract: The thinner fibers are related with the sensations of pain and temperature, and the thick fibers with the touch sense. The aim of this work is to evaluate the perceptions related to thinner and thick fibers by using electrical stimulation with sinusoidal wave of 5 Hz and 2 kHz, respectively. The index finger of 150 volunteers was stimulated in these frequencies and intensities of the sensorial threshold (LS) and 1.5 LS. The volunteer chose 3 of 8 words nearer to his perception of the stimulus. The clustering analysis with tetrachloric correlation (for binary data) was used. The results showed two groups, one of thinner fibers perceptions and another one of thick fibers perceptions, discriminating the 5 Hz and 2 kHz stimulations.
Palavras Chaves*: fibras nervosas, sensações, *clustering*, *tetrachloric correlation.

Introdução

O nosso conhecimento do mundo é construído a partir dos sentidos: visão, audição, olfato, paladar e tato. A percepção começa nas células receptoras que são sensíveis a um ou a outro tipo de estímulo. A maioria das entradas sensoriais é percebida como uma sensação que identifica um estímulo específico [1].

Os receptores somatossensoriais relacionam-se a neuronios cujos corpos situam-se nos gânglios dorsais, após a transdução as informações da periferia seguem ao longo do ramo periférico e de sua continuação no ramo central dos neurônios dos gânglios dorsais. Em conjunto, esses ramos são denominados fibra aferente primária [2]. Essas fibras aferentes primárias possuem diferentes diâmetros e transmitem diferentes sensações à medula espinhal: as fibras finas, relacionadas a dor e a temperatura e as fibras grossas ao tato [3].

Nos anos 80 foi proposto um instrumento de avaliação psicofísico de sensibilidade por estimulação elétrica. Este equipamento baseou-se no princípio de que a ativação das fibras de diferentes diâmetros depende da freqüência da corrente senoidal. Assim, a freqüência de 5 Hz estimularia as fibras amielínicas, a de 250 Hz as fibras mielinizadas finas e a de 2 kHz as fibras mielinizadas de grosso calibre [4]. As evidências de que tais premissas sejam verdadeiras estão sujeitas a discussão. Um dos problemas apresentados pelo limiar psicofísico a 5 Hz foi o não diagnóstico de patologias no sistema nervoso em pacientes com comprometimento de fibras finas [5].

O objetivo do presente trabalho é avaliar a proposta de percepções relacionadas às fibras finas (picada, pontada, agulhada, queimação) e às fibras grossas (aperto, pressão, vibração e movimento), durante estimulação senoidal de 5 Hz e 2 kHz, respetivamente. Uma análise de agrupamento (*clustering*) com base na correlação para dados binários (*tetrachloric correlation*) é utilizada.

Materiais e Métodos

Do presente projeto participaram 150 voluntários normais, com exclusão de doença neurológica conhecida e medicação. O protocolo experimental foi realizado no laboratório de Neurofisiologia Clínica da UNIFESP e aprovado pelo Comitê de Ética local.

O experimento foi realizado em uma sala fechada cuja temperatura era aferida antes e após o procedimento por um termômetro de parede. Nessa sala o paciente ficou sentado em uma poltrona confortável.

Dois eletrodos (de ouro com 10 mm de diâmetro) de estimulação foram posicionados nas faces medial e lateral da falange distal, ao lado do leito ungueal, do dedo indicador da mão esquerda. O estímulo foi gerado pelo sistema *Neurometer Current Perception Threshold (CPT)*, que possui um estimulador de corrente constante com forma de onda senoidal de 5 Hz, 250 Hz e 2 kHz.

Primeiro, determinou-se o limiar de sensibilidade (LS) a 5 Hz utilizando-se a metodologia automatizada do CPT [6]. Então, solicitou-se ao voluntário que escolhesse obrigatoriamente, de uma lista de oito palavras, três que mais se aproximassem com a sensação percebida ao estímulo aplicado. A ordem das palavras apresentadas foi aleatória, sendo as mesmas: movimento, pressão, aperto, vibração, picada, pontada, agulhada e queimação. A escolha das três palavras repetiu-se para a intensidade de estimulação de 1,5 LS.

Procedimento similar também foi aplicado para a estimulação de 2 kHz.

Para a sensação escolhida atribuiu-se o valor de "1" (um), e para a não selecionada "0" (zero). Foram somados os valores atribuídos às palavras picada, pontada, agulhada e queimação para obtenção de um escore designado de "fibra fina". Por outro lado, a soma dos valores atribuídos às palavras aperto, pressão, movimento e vibração gerou o escore designado de "fibra grossa".

O agrupamento (*clustering*) das 8 sensações foi realizada com base na matriz de similaridade (8x8) dada pela correlação entre as oito variáveis binárias (palavras). A correlação entre duas variáveis binárias (*tetrachloric correlation*), *i* e *k*, foram obtidas por [7]:

$$r = \frac{ad - bc}{\left[(a+b)(c+d)(a+c)(b+d)\right]^{1/2}} \qquad (1)$$

onde *a* é o número de vezes da combinação 1-1, *b* o de 1-0, *c* o de 0-0 e *d* o de 0-1.

Como método de agrupamento foi utilizado o vizinho mais próximo (*single linkage*) [7]. Os grupos foram representados no dendrograma.

Resultados

A média dos escores das "fibras finas" foi maior durante estimulação de 5 Hz (Tabela 1), enquanto que o escore das "fibras grossas" foi maior para a freqüência de 2 kHz (Tabela 2).

Tabela 1: Escores das "fibras finas"

	5 Hz	2 kHz
Média	0,35	0,25

Tabela 2: Escores das "fibras grossas"

	5 Hz	2 kHz
Média	0,4	0,5

No dendrograma (Figura 1) pode-se observar que há uma separação evidente de dois grupos de sensações, sendo o grupo 1 formado pelas palavras picada, pontada, agulhada e queimação, e o grupo 2 formado pelas palavras aperto, pressão, vibração e movimento.

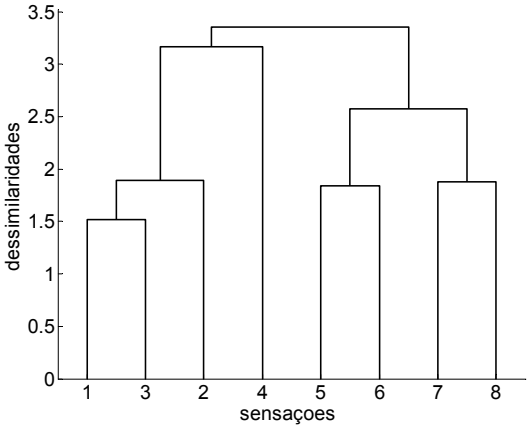


Figura 1: Dendrograma das 8 sensações (1– picada, 2 – pontada, 3 – agulhada, 4 – queimação, 5 – aperto, 6 – pressão, 7 – vibração, 8 – movimento)

Discussão

A análise de agrupamento das sensações, para estimulação somatossensitiva senoidal com 5 Hz e 2 kHz, indicaram a existência de dois grupos. Um com as sensações relacionadas a fibra fina (picada, pontada, agulhada e queimação) e o outro com as sensações de fibra grossa (aperto, pressão, vibração e movimento).

Inicialmente, na análise de agrupamento, não foi considerada a correlação para dados binários (*tetrachloric correlation*). Neste caso, obteve-se três grupos, sendo que o terceiro foi formado pelas sensações de queimação e movimento. Isto mostrou a influência deste tipo de correlação.

Os escores de "fibra fina" e "fibra grossa" sugerem que a estimulação senoidal de 5 Hz gerou mais sensações relacionadas a fibras finas, e a de 2 kHz gerou mais sensações relacionadas a fibras grossas.

Conclusão

Os achados neste estudo sugerem que a estimulação senoidal com diferentes freqüências pode discriminar diferentes percepções relacionadas a fibras finas e fibras grossas. Assim, poderia ser aplicada em estudos neurofisiológicos que envolvam os sistemas sensorial e cognitivo, bem como investigar as suas possíveis aplicações na clínica.

Agradecimentos

À FAPESP pelo apoio financeiro.

Referências

[1] KANDEL, E. R., SCHWARTZ, J.H., JESSEL, T.M., *Fundamentos da Neurociência e do Comportamento*, Guanabara Koogan, 2000.

[2] COHEN, H., *Neurociência para Fisioterapeutas*, Manole, 2001.

[3] GUYTON, A., HALL, J., *Tratado de Fisiologia Médica*, Guanabara Koogan, 1997.

[4] KATIMS, J.J., NAVIASKY, E.H., REDELL, M.S., N.G., L.K.Y.,BLEECKER, M.L., "Constant current sine wave transcutaneous nerve stimulation for evaluation of peripheral neuropathy", *Arch Phys Med Rehabil.* 210-213, 1987.

[5] TACK C.J.J., NETTEN P.M, SCHEEPERS M.H., MEIJER J.W.G., SMITS P., LUTTERMAN, J., "Comparison of clinical examination, current an vibratory perception threshold in diabetic polyneuropathy", *Netherl J Med*. 41-9, 1994.

[6] PETRILLO, R., PIMENTEL, J., *Avaliação das sensações evocadas pela aplicação de corrente elétrica senoidal, na pele, com diferentes intensidades e freqüências*, Trabalho de Graduação, UNICID, São Paulo, 2003.

[7] JOHNSON, R. A., WICHERN, D. W., "Clustering*"*, in Applied Multivariate Statistical Analysis.(Ed): *Prentice Hall*, New Jersey, pp., 573-96,1999.

GRADUACIÓN EN INGENIERÍA BIOMÉDICA: ESTUDIO COMPARATIVO DE LOS CURSOS EN PAÍSES IBERO-AMERICANOS

A. R. Corniali* y M. C. D. Souza**

* UFBA/Instituto de Saúde Coletiva, Salvador, Brasil
** CEFET-BA/Núcleo de Tecnologia em Saúde, Salvador, Brasil

e-mail: corniali@atarde.com.br

Abstract: This paper presents an actual analysis over the biomedical engineering carriers offered in Ibero-American countries. The object of evaluation was 12 courses from different universities considering the differences and similarities of time dedicated to subjects, and knowledge concentration areas. As result of this research found that the subjects are similar but the time spent on it vary considerably. That shows the difficulty to evaluate compatibility of these different courses. Thus, this research demonstrates the need of consensus to facilitate the trading of professional services and strategic option of improve the biomedical engineering under-graduated courses to achieving a desirable technological and scientific development.
***Palabras Claves*: Ingeniería biomédica, graduación, curso, pre-grado**

Introducción

El mercado global de equipos médico-hospitalar está en torno de US$ 105 billones, con ritmo de crecimiento anual, superior al de otras áreas de tecnología aplicada, variando de 2,5% [1] a 10% [2] al año dependiendo de la fuente consultada.

Este fenómeno se debe básicamente a factores relacionados con la revolución tecnológica: "en las ciencias físicas, en la instrumentación electrónica, en las ciencias de la computación, en la teoría de la señal y en las telecomunicaciones" [2], sumado a la demanda por aumento de la calidad de vida de la población, el aumento de la expectativa de vida media, la capacidad innovadora, crecimiento de las economías de los países en desarrollo. Estados Unidos es el principal fabricante de estos productos con 44% de la producción mundial, 45% mercado [1]. La participación europea en este mercado es del 25% [2]. Los países con mayor destaque en esta producción son, después de los Estados Unidos, Alemania, Japón [1], los países en desarrollo tienen poca participación en el mercado productivo, aunque Corea del Sur y Taiwán se han destacado.

"En la actualidad existen más de 700.000 modelos de dispositivos médicos y 15.000 fabricantes, lo que supuso en 1999 un total de 146 billones de euros en el mundo" [2]. Frente a esta situación nos encontramos con un mercado que demanda profesionales con sólida formación académica que le permita desenvolverse en áreas multidisciplinarias con vistas a investigar, desarrollar, fabricar, utilizar y cuidar de tecnología biomédica. De esta forma, este trabajo pretende presentar un estudio comparativo entre los cursos de graduación en Ingeniería Biomédica ibero-americanos identificando las semejanzas y diferencias en sus estructuras curriculares.

Materiales y Métodos

Este trabajo se constituye en la primera parte de un estudio mayor, cuyo objetivo es conocer varios aspectos de la formación del Ingeniero Biomédico en los países ibero-americanos: mercado de trabajo, programas de graduación y postgrado, bibliografías y laboratorios mas utilizados, cantidad de egresos, legislación, posibilidades de reconocimiento de títulos, entre otros.

Para la ejecución de esta primera etapa fueron consultadas a través de Internet, vía www o solicitación por e-mail, informaciones sobre los cursos de Graduación en Ingeniería Biomédica o Bioingeniería en países ibero-americanos. Se encontró referencia a cursos de graduación en los siguientes países: Argentina, Brasil, Chile, Colombia, Cuba, El Salvador, México, Perú, Portugal e Venezuela.

En una segunda etapa se buscó los programas de los cursos donde se pretendía encontrar informaciones sobre las materias, contenidos, bibliografías más utilizadas, sin embargo, algunas de estas informaciones no estaban disponibles en Internet. Acerca de detalles como contenidos y carga horaria solamente se obtuvo acceso en algunos de los cursos de Argentina, Brasil y Portugal. De esta forma la muestra investigada fue reducida a un total de 11 cursos ofrecidos en Argentina, Brasil, El Salvador, México e Portugal, que disponibilizaron mínimamente informaciones sobre el nombre de las materias y su distribución semestral.

Para evitar que la discusión fuese restringida apenas a 3 países se optó por analizar los cursos a partir de las respectivas estructuras curriculares sin llevar en cuenta posibles discrepancias existentes entre los contenidos de las materias. Se entiende que esta elección metodológica podrá introducir desvíos en los resultados, en vista de que no hay garantía de similitud entre los contenidos, aunque para minimizar este riesgo se hizo un análisis considerando la temática sobre la cual trata la materia y no sobre su contenido, o sea, en el análisis de los datos se observó la existencia o no de una materia llamada "Física", por ejemplo, dejando de lado el posible

contenido de la materia en la estructura curricular. Otro posible problema está asociado a la elección de la fuente de datos, o sea, la restricción a los datos levantados apenas en Internet, sin llevar en consideración las posibles desactualizaciones de las *home pages.* En esta fase se interesa identificar: donde existen los cursos, cuales son las materias estudiadas y cuales las líneas de concentración enfocadas.

Para el análisis de los datos, se realizó con referencia a dos documentos: a) Propuesta de Contenido Curricular para la Troncalidad de Bioingeniería[3], producido por un consenso realizado en Argentina, en el Consejo Federal de Decanos de Ingeniería (CONFEDI) en el año de 2003, en que se busco armonizar os contenidos curriculares de los cursos de aquel país; e b) Designing a Career in Biomedical Engineering [4], producido por la sociedad de Engineering in Medicine & Biology del IEEE. El primero fue utilizado para identificar la existencia de las materias en las estructuras curriculares; su elección está pautada en la razón de ser el único consenso encontrado, en el ámbito de los países ibero-americanos, sobre Graduación en Ingeniería Biomédica. El segundo, sirvió para identificar las líneas de enfoque de los cursos, según la terminología del IEEE, entidad reconocida internacionalmente en el área de Ingeniería.

Por motivos éticos, en la presentación de los datos no fueron omitidos los nombres de las instituciones estudiadas, como también, el país de origen.

Resultados

Evaluación de las materias y carga horaria: Las 12 propuestas fueron analizadas con respecto al documento de consenso de Argentina y sobre la base de clasificar las materias en 5 áreas de interés as saber:

A-Ciencias Básicas: Matemática (400h); Física (225h); Química (50h); Biología (150h); y Otras [Fundamentos de informática; Sistemas de representación] (75h).

B-Tecnologías Básicas (575h): Computación; Análisis de Redes (circuitos); Biomateriales y Biomecánica; Modelos, Simulación y Control; y Procesamiento de señales;

C- Tecnologías Aplicadas (575h): Imágenes en Medicina; Ingeniería de rehabilitación Ingeniería Clínica y Hospitalaria; Instrumentación Biomédica; Radiación y Radioprotección

D-Complementarias(175h):Economía; Organización Industrial; Legislación; y Gestión Ambiental.

Cabe destacar que el requisito "Laboratorios para la troncalidad de Bioingeniería" no fue evaluado.

De las 12 propuestas solamente 10 presentan número de horas para las disciplinas motivo por el cual en 2 de ellas solamente fue posible evaluar la existencia o no de la disciplina y el semestre en que la misma es dictada.

Los resultados obtenidos en esta evaluación fueron:

Ítem A: apenas 1 no cumple con el total de horas sugerido para Ciencias Básica, las restantes superan este valor por 7% la menor y 140% la mayor. Considerando las disciplinas individualmente, en Matemática 2 cursos no cumplen y en Física otros 2.

Ítem B: Todas superan la carga horaria mínima sugerida siendo en 2% la menor y en171% la mayor. En cuanto a las disciplinas, 2 cursos no presentan la materia Biomateriales y Biomecánica, una de las cuales tampoco presenta la materia Procesamiento de señales y Imágenes.

Ítem C: en 3 de las propuestas analizadas no se alcanza la cantidad de horas mínimas sugeridas.

Aunque no sea requisito exigido, se destaca la dedicación de entre 96 e 480 horas para la realización del proyecto de conclusión de curso presente en 9 de las 10 propuestas.

La media de duración de los cursos, sin considerar pasantías, es de 3827 h con un desvió estándar de 867 h.

Evaluación de las líneas de concentración: considerando las definiciones del IEEE se encontraron los siguientes resultados representados en la Tabla 1 donde en la primera se tiene las áreas de concentración y en la segunda la cantidad de instituciones que ofrecen contenidos suficientes para caracterizar una concentración. Debe ser observado que en algunos casos la misma unidad académica ofrece diferentes opciones de concentración con un mismo núcleo de disciplinas básicas.

Tabla 1: Distribución de áreas de concentración

Definición área	**Total**
Bioinformática	1
Bio-Microelectromecanica	0
Biomateriales	2
Biomecánica	3
Procesamiento de bioseñales	11
Biotecnologia	1
Ingeniería Clinica	10
Genómica	0
Procesamiento Imágenes	7
Bioinstrumentación	12
Micro y Nano tecnologia	0
Sistemas Neurales	4
Modelización de Bio-Sistemas	10
Proteómica	0
Radiología	5
Ingeniería de Rehabilitación	5
Robótica em cirugía	1
Telemedicina	4

Discusión

Considerando los datos presentados anteriormente y el actual escenario de globalización de los conocimientos y de las economías mundiales, mas específicamente relacionadas al transito de mercaderías y servicios, como por ejemplo lo que ocurre en bloques como el MERCOSUR y la Unión Europea o eventualmente mercados emergentes, existe una necesidad de facilitar los procesos de aceptación y reconocimiento mutuo de títulos académicos, para esto es importante crear una armonización de los cursos de

ingeniería biomédica para permitir también la globalización de la mano de obra especializada.

De esta forma los datos levantados muestran dificultades para la concreción de este tipo de globalización. Son ellos:

La dificultad que se encuentra para categorizar las materias, dada la no estandarización del nombre de las mismas.

Otra diferencia encontrada tiene que ver con el calendario académico de duración diferente y una modulación que varia de trimestre para cuatrimestre, lo que dificulta la comparación entre las carreras.

También la diferencia de carga horaria para los distintos cursos es significativa. Ese hecho se repite cuando se considera las materias individualmente. Esto resalta el hecho de que no existe un consenso para países Iberoamericanos en la creación de cursos en ésta área de la ingeniería.

A pesar de haber sido propuesto en algunas ocasiones, hoy sin dudas es necesario ampliar las discusiones para un escenario que cuente con la participación de todas las Universidades que ofrecen este tipo de carreras, y la propuesta de Consenso del Consejo de Decanos de Universidades de Ingeniería de Argentina podría oficiar como un punto de partida e incorporando los ajustes necesarios para atender las legislaciones de los países participantes.

El análisis de las áreas de concentración ofrecidas por las universidades investigadas reflejan una cierta limitación a las áreas de bioinstrumentación, ingeniería clínica, modelización de bio-sistemas, e procesamiento de señales, lo que es comprensible en función del mercado de trabajo en la industria de equipos médicos y en los servicios de salud. Sin embargo la no existencia de oferta en áreas de Bio-Microelectromecanica, Genómica, Micro y Nano tecnología, y Proteómica, obedecen a una falta de difusión de esas tecnologías y, en algunos casos, a la no identificación de estos temas con áreas tradicionales de la ingeniería biomédica. Por otro lado existen dificultades de índole científica y económica que impiden el acceso, principalmente de los países en desarrollo.

Otro motivo de preocupación son las pocas ofertas de cursos orientados para biomateriales, biomecánica e rehabilitación debido a que esas áreas presentan una creciente demanda en función del envejecimiento de la población, demanda de mejores servicios y un alarmante aumento de lesiones provocados por causas externas asociadas a violencia, accidentes de transito y laborales.

El desarrollo estratégico de tecnología biomédica permite a los países en vías de desarrollo tener acceso a tecnología que atienda hasta sus necesidades de media-alta complejidad, reduciendo con esto la dependencia externa y accediendo a ella con costos menores que los de mercado internacional. Esto trae algunos beneficios importantes para el país: desarrollo científico-tecnológico, comercial e industrial para el sector del complejo industrial de salud; acceso a tecnología con soporte local; disminución de los gastos con tecnología para salud; menor impacto en la balanza comercial del sector; y otros aspectos indirectos de este fenómeno. Por otro lado, existe una demanda independiente de la generación local de tecnología en: los establecimientos asistenciales de salud; la evaluación y control de tecnologías; y la fiscalización sanitaria post-comercialización.

Conclusión

Se concluye que la importancia de formar nuevos profesionales para actuar en ingeniería biomédica tiene que estar acompañado de consenso para mejorar la disponibilidad de recursos y servicios globalizados.

En lo que se refiere a independencia tecnológica, es necesario aumentar los esfuerzos y abrir espacios para nuevas áreas de conocimiento todavía poco exploradas en países Iberoamericanos con el objetivo de atender crecientes demandas del mercado actual y futuro del sector salud.

Referencias

[1] Furtado, J., A indústria de equipamentos médico hospitalares: elemantos para uma caracterização de sua dimensão, in Negri, B & Di Giovani, G.: *Brasil: uma radiografia da saúde*, Campinas: UMICAMP, pp. 45-61, 2001

[2] Aguilera, E. J. G., La formación del bioingeniero en nuestro entorno: la realidad europea, in *La Formación del Bioingeniero, una asignatura pendiente*, Internet site address: http://www.datex-ohmeda.es/aula-bioingenieria/todos_los_articulos/opinion/Numero-08-Opinion-01.pdf, acessado em 10/05/2004.

[3] Documentos homogeneizacion bioingeniera, por e-mail de Cesar Osella (decano@fi.uner.edu.ar) recebido em 17/05/2004.

[4] IEEE, *Designing a Career in Biomedical Engineering*, Internet site address http://www.eng.unsw.edu.au/embs/docs/careerguide.pdf , acessado em 10/05/2004.

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO PARA MAMOGRAFIA DIGITAL

C. W. D. de Almeida*, F. P. R. Silva*, L. V. Batista*, L. M. Brasil**

*Universidade Federal da Paraíba (UFPB), Departamento de Informática, João Pessoa, Brasil
**Universidade Católica de Brasília (UCB), Centro de Ciência e Tecnologia, Brasília, Brasil

e-mail: carloswilsonalmeida@yahoo.com.br, fernandaprs@hotmail.com, leonardo@di.ufpb.br

Abstract: This paper presents the development of a system for digital mammogram analysis, which intends to provide assistance to professionals and students in the identification of lesions in digital mammograms. The computer system for digital mammograms processing will make use of a group of techniques of Digital Image Processing with the purpose of aiding the medical professional in the analysis of the mammogram.
Key-words: Digital Mammogram, Image Processing, Medical Images.

Introdução

Anualmente, cerca de um milhão de mulheres em todo o mundo descobre que está com câncer de mama, segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS) [1]. O câncer de mama representa, nos países ocidentais, uma das principais causas de morte em mulheres e as estatísticas indicam o aumento de sua freqüência tantos nos países desenvolvidos quanto nos países em desenvolvimento [2].

Em 1999, foram registradas 8.104 mortes decorrentes deste tipo de câncer. Devido ao elevado custo de tratamento do câncer de mama, o diagnóstico precoce e investimentos em medidas preventivas tornaram-se prioritários.

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um esquema de diagnóstico auxiliado por computador ("*computer-aided diagnosis*" - CAD), denominado MiCAD, com o propósito de auxiliar o radiologista no diagnóstico, realçando determinadas características da imagem e indicando áreas suspeitas e anomalias sutis. O sistema encontra-se em desenvolvimento no Departamento de Informática da UFPB, em cooperação com o Centro de Ciência e Tecnologia.

Esquemas de diagnóstico auxiliado por computador têm sido propostos com o objetivo de auxiliar o radiologista como uma "segunda opinião" na detecção de lesões e na elaboração do diagnóstico. O uso de sistemas CAD pode melhorar o desempenho de radiologistas no diagnóstico médico. [4].

Materiais e Métodos

Para esse projeto, vários módulos estão sendo desenvolvidos na construção do sistema MiCAD (Figura 01). Primeiramente, são aplicados filtros de pré-processamento, para eliminação de elementos irrelevantes para a análise (artefatos, fios de cabelos, impressões digitais, etc) e para realce de imagens.

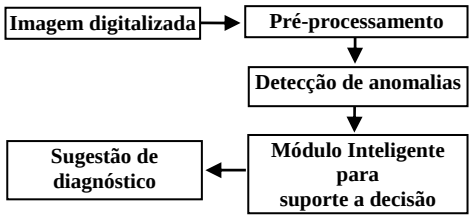


Figura 1: Arquitetura do sistema MiCAD

A equipe de desenvolvimento é formada por mastologistas e profissionais de Ciência da Computação e Engenharia Elétrica. A Figura 2 apresenta as ferramentas utilizadas pelo sistema MiCAD.

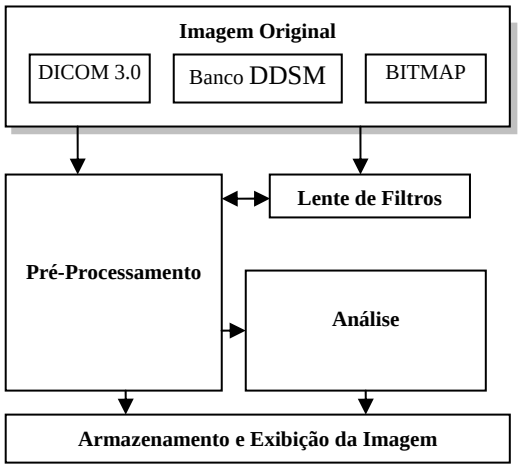


Figura 2: Diagrama do sistema MiCAD

Aquisição de Imagens

A mamografia digital ainda representa um investimento muito alto para a maioria dos hospitais e clínicas especializadas do Brasil. Devido a esse elevado custo, a grande maioria das imagens mamográficas digitais existentes atualmente são, na verdade, imagens digitalizadas, obtidas a partir do mamograma original

em filme. A obtenção dessas imagens geralmente é feita através do uso de digitalizadores especiais para filme radiográfico. Esses dispositivos normalmente operam com diversos formatos de saída, sendo mais comuns os formatos BMP e DICOM. O sistema MiCAD suporta a leitura desses dois formatos.

O formato BMP é simples e contém apenas informações sobre a cor dos pixels. O padrão DICOM 3.0 [4] permite que as informações dos pacientes sejam armazenadas juntamente com a imagem, de forma estruturada.

Outra fonte de mamografias digitais utilizadas para os testes do sistema são os bancos de dados de imagens radiológicas da Web, como o disponibilizado gratuitamente pelo DDSM (Digital Database for Screening Mammography) [5]. O banco do DDSM contém aproximadamente 2500 estudos. Cada estudo inclui duas imagens de cada mama e um arquivo contendo informações referentes à paciente (idade, tempo de estudo, densidade da mama e outras anotações feitas pelo radiologista).

Módulo de Pré-processamento

Algumas técnicas de processamento digital de imagens foram utilizadas no Sistema MiCAD, tais como: controle de contraste; equalização de histograma (global e local); negativo; filtros de redução de ruído (media, gaussiano, moda, mediana) e de detecção de bordas; pseudo-cor, etc [6].

Imagens de baixo contraste resultam de iluminação deficiente no momento da aquisição, abertura insuficiente do diafragma da câmera, tempo de exposição demasiadamente curto ou outros problemas na digitalização. Um contraste reduzido dificulta o discernimento dos objetos presentes na cena. O controle de contraste, manual ou automático, permite realçar diferenças na atenuação dos tecidos da mama.

As técnicas de equalização de histograma promovem uma melhor utilização da escala de cinza da imagem, aumentando o poder de discriminação visual de detalhes que de outro modo não seriam visíveis.

O negativo pode ser obtido através do escalonamento reverso dos níveis de cinza. O uso do negativo é útil porque o negativo da mamografia pode em alguns casos facilitar a visualização de anomalias.

A pseudocor é um recurso que permite converter imagens em tons de cinza em imagens coloridas, utilizando, para tanto, um mapeamento dos níveis de cinza para as cores desejadas. Esta técnica pode facilitar a percepção de regiões suspeitas nas imagens mamográficas.

Módulo de Análise

A análise de texturas tem sido amplamente utilizada em várias aplicações de processamento digital de imagens. Duas técnicas de extração de texturas já foram incluídas no sistema MiCAD: o método baseado em matriz de co-ocorrência de níveis de cinza [8] (*Grey Level Co-occurrence Matrix* - GLCM), e o operador estendido *de Russ* [9], que é capaz de realçar bordas e informações de texturas das imagens.

A GLCM é uma matriz de combinações de níveis de cinza, cujas células contêm a freqüência com que estas combinações ocorrem. A partir da GLCM podemos calcular valores que caracterizarão a textura da imagem de acordo com diversas medidas, tais como entropia e energia.

O operador de *Russ* foi introduzido por J. C. Russ em 1990 para a extração de textura de imagens. Uma extensão deste operador, o operador de *Russ* estendido, permite a extração de três componentes da imagem original: a componente m, a componente c e a componente n^2. Cada componente produz uma imagem com características e informações próprias. A imagem-c enfatiza bordas, enquanto a imagem-m e a imagem-n^2 são sensíveis à intensidade e textura.

Além dos métodos de análise de textura, técnicas avançadas para caracterização de alguns tipos específicos de anomalias já estão incorporadas ao sistema MiCAD, incluindo filtros para extração de atributos de tumores espiculados [10].

Resultados

Os filtros de pré-processamento que foram implementados apresentaram bons resultados. Juntamente com as técnicas de pré-processamento, foi implementada uma ferramenta denominada Lente de Filtros (Figura 3) para que o radiologista possa observar o resultado de um filtro em uma certa região da imagem sem a necessidade de processar a imagem por completo.

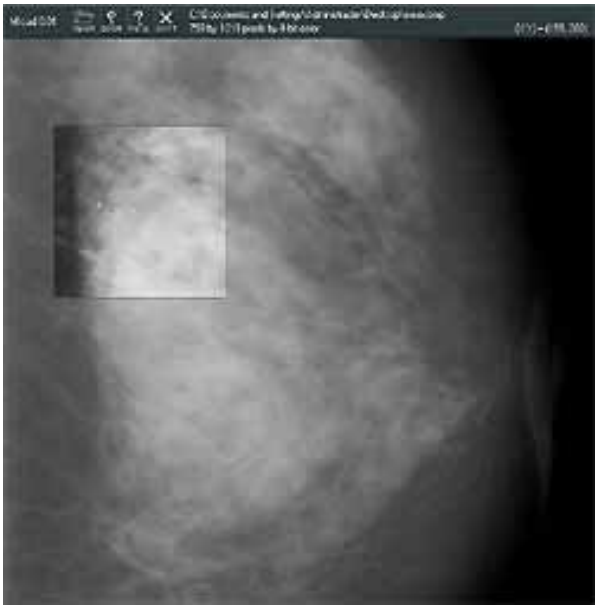


Figura 3: Aplicação do filtro de contraste utilizando a ferramenta de lente de filtro

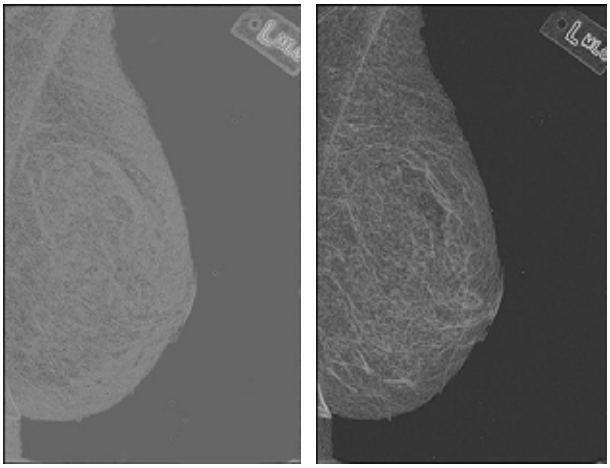
Os resultados obtidos com a aplicação das técnicas de extração de textura em imagens mamográficas foram

bastante interessantes. A grande vantagem na utilização do operador de *Russ* estendido é que tanto as bordas quanto as texturas podem ser extraídas com o uso de seus três componentes (Figura 4).

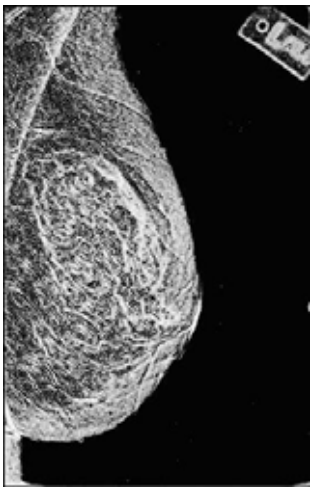
Uma diferença importante entre o componente-c do operador de Russ estendido e os outros detectores de bordas baseados em gradiente é que o mesmo é espacialmente isotrópico e detecta bordas em qualquer direção.

Experimentos preliminares [9] revelaram que o componente n^2 pode ser usado para definir o parênquima mamográfico e as bordas do músculo peitoral.

Pode-se verificar nas imagens resultantes (Figura 4) que várias informações e características que estavam "escondidas" na imagem original puderam ser extraídas e servirão de base para processamentos adicionais como segmentação e classificação.



(a) (b)



(c)

Figura 4: (a) Componente m, (b) componente c e (c) componente n^2 do operador de Russ

Os resultados obtidos com a aplicação do GLCM (na Figura 5, GLCM associado à entropia) serão estudados de forma a avaliar quais atributos poderão ser extraídos.

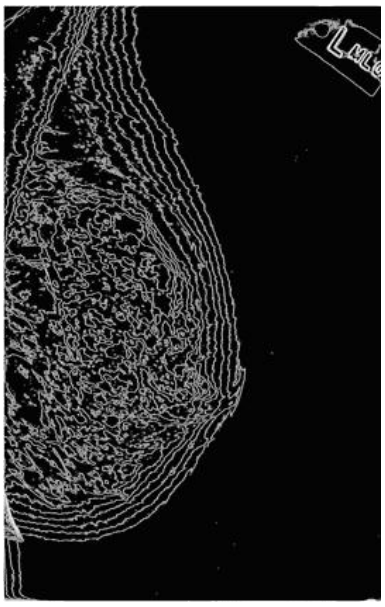


Figura 5: Resultado do GLCM associado à entropia

Conclusões

De modo geral, o uso de CAD para auxílio à análise de imagens radiológicas tem se mostrado eficiente na melhoria da detecção e classificação de lesões em imagens mamográficas. Muitos artigos descrevendo essa tecnologia têm enfatizado que a análise automatizada é um auxílio, e não um substituto, para o radiologista, devendo apresentar desempenho próximo ao do especialista. Nesse contexto, as pesquisas que estão sendo desenvolvidas indicam ser bastante promissor o uso de sistemas de diagnóstico auxiliado por computador como uma segunda opinião no processo de diagnóstico por imagem.

A ferramenta MiCAD será de grande auxílio para profissionais e estudantes da área, na detecção de anomalias em imagens mamográficas. As técnicas do módulo de pré-processamento obtiveram bons resultados. No entanto, há ainda várias técnicas a serem implementadas, como segmentação e localização automática de anomalias.

Referências

[1] Organização Mundial de Saúde, http://www.who.int/en/, acessado em 10/2003.

[2] Instituto Nacional de Câncer (INCA), http://www.inca.gov.br/, acessado em 04/2004.

[3] GIGER, M. L., "Computer-aided diagnosis of breast lesions in medical images," *Computing in Science & Engineering*, v.2, n.5, pp. 39-45, 2000.

[4] FRITZ, S. L., "DICOM Standardization", *Filmless Radiology*, Spring-Verlag, pp. 311-321, 1999.

[5] HEATH, M., BOWYER, K., KOPANS, D. MOORE, PKEGELMEYER, R., "The Digital Database for Screening Mammography", in *The Proceedings of the 5th International Workshop on Digital Mammography*, Toronto, Canada, June 2000.

[6] GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E., *Digital Image Processing*. Massachusetts: Addison Wesley, 1993.

[7] CHANDRASEKHAR, R., ATTIKIOUZEL, Y. and de SILVIA, C.J.S. "Texture Analysis of Mammograms Using the Two-Dimensional Hurst Operator", 13th *International Conference on Digital Signal Processing Proceedings*, Santorini, Greece, Vol. 1, pp 97-100, July, 1997

[8] GLCM Texture: a tutorial, http://www.ucalgary.ca/~mhallbey/, acessado em 10/2003.

[9] CHANDRASEKHAR, R., ATTIKIOUZEL, Y. "New range-based neighbourhood operator for extracting edge and texture", *IEE Proceedings - Science, Measurement and Technology*, 147:6, pp 408-413 2000.

[10] Liu, S., *The Analysis of Digital Mammograms: Spiculated Tumor Detection and Normal Mammogram Characterization*, PhD Thesis, Purdue University, 1999.

Aproximación Matricial Inversa para la Concepción de Bobinas de Gradientes para Resonancia Magnética de Imágenes.

Héctor Sánchez López, Carlos Cabal Mirabal, *Hervé Saint-Jalmes, *André Briguet

Centro de Biofísica Médica, Universidad de Oriente, Patricio Lumumba s/n. Santiago de Cuba, Cuba. hsanchez@cbm.uo.edu.cu

*Laboratoire de RMN - Bat 308, UPRESA 5012 – CNRS UNIVERSITE Claude Bernard - LYON I, 69622 VILLEURBANNE Cedex,FRANCE.

***Resumen*— A minimum inductance gradient coils design method is described. The current density is expressed as the sum of orthogonal functions. The linear field constraints are obtained from Biot-Savart law and relaxed through introduced uniformity error. The procedure, through quadratic programming optimization algorithm, provides the minimum amplitude of each axial oscillating mode of the current density that produces the desired field and maximizes the figure of merit. A new optimal coil length versus coil radius relation ship is obtained depending on the region of interest and the targeted gradient uniformity error. A transverse gradient coil is designed for a low field MRI machine.**

Palabras Claves—**Bobinas de gradientes, Resonancia Magnética de Imágenes, Optimización.**

I. INTRODUCIÓN

La Resonancia Magnética de Imágenes (RMI) es una de las técnicas imageneonológicas más efectivas para diagnóstico médico. En los experimentos RMI se necesitan generar decenas de campos magnéticos con elevados requerimientos espaciales; cada uno para un fin determinado [1]. Un conjunto de tres enrollados deben producir campos magnéticos intensos y lineales en la región de interés (RI) a lo largo de los tres ejes coordenados [1,2]. Al mismo tiempo es preciso conmutar estos campos en sólo algunas milésimas de segundo [1,2,3]; por lo tanto, se requiere que la energía magnética almacenada sea mínima y al mismo tiempo que la eficiencia (η=Intensidad de gradiente [T/m]/Corriente de operación [A]) sea máxima [3].

Estos parámetros están altamente relacionados a través de las variables asociadas a cada magnitud física (campo magnético, energía magnética) y obtener un compromiso óptimo entre uniformidad de gradiente-energía magnética-eficiencia ha sido el objetivo de numerosos métodos [3,4].

El esquema funcional de minimización de la energía presentado por R. Turner [3,5,6,7] produce bobinas de gradientes con un elevado compromiso eficiencia-energía magnética pero de baja calidad espacial del campo magnético [3,8]. Además, no permite obtener una ley general que relacione la longitud óptima de la bobina con el radio y con la RI en dependencia de la uniformidad de gradiente deseada. La "ley universal" obtenida por B. Zhang y autores [7] no tiene en cuenta la dependencia entre la longitud de la bobina y la uniformidad de gradiente deseada. Estos métodos no tienen control sobre la uniformidad de gradiente deseada, cuestión determinante para lograr el equilibrio uniformidad-eficiencia-energía magnética.

En este trabajo se describe un método para la concepción de bobinas de gradientes de mínima inductancia y máxima eficiencia que posibilita controlar la uniformidad de gradiente deseada. Se obtiene una nueva ley que relaciona la longitud óptima de la bobina, con el radio, la RI y la uniformidad de gradiente deseada. Se propone una bobina de gradiente transverso, de alto compromiso uniformidad-eficiencia-energía magnética, para la máquina de RMI **Giroimag** [9].

II. MATERIALES Y MÉTODOS

En el método se asume una densidad de corriente **J** que fluye sobre una superficie cilíndrica de radio R, longitud LC y espesor e ($e<<R$). En la RI de radio c no existen fuentes de campo magnético. El campo se calcula en un medio lineal e isotrópico de permeabilidad μ_0. Al no existir dependencia radial de la densidad de corriente, el planteamiento del problema inverso es formulado a través de la ley de Biot-Savart entre la componente axial del campo y la componente azimutal de **J**:

$$\frac{dB_z}{d\,\mathrm{v}'} = \frac{m_0}{4p}\frac{1}{\mathrm{R}^3}(Y)\cdot J_f = [A]\cdot[\mathrm{J}] \qquad (1)$$

donde dB_z es un diferencial de la componente axial campo magnético de interés [1,2,3], *Y* es la diferencia entre la coordenada donde está localizada la fuente de campo y el punto *t* donde se especifica el valor de campo magnético deseado sobre la superficie de la RI. R es la distancia entre la fuente de campo y el punto *t*. La matriz de campo *A*, contiene la contribución de cada uno de los elementos generadores campo magnético en cada punto objetivo *t*.

Para generar un gradiente lineal de campo magnético longitudinal, $\frac{\partial B_z}{\partial z}$, las componentes de **J** resultan [1,3]:

$$J_f(\boldsymbol{f}, z) = \sum_{n=1}^{N} j_n \sin(k_n z), \;\; J_z(\boldsymbol{f}, z) = 0, \qquad (2)$$

Para generar un gradiente de campo magnético transverso al eje axial *Z*, $\frac{\partial B_z}{\partial x}$ o $\frac{\partial B_z}{\partial y}$, las componentes de **J** [1,3] se escriben como[4]:

$$J_f(\boldsymbol{f}, z) = \sum_{n=1}^{N} j_n \cos(k_n z)\cdot\cos(\boldsymbol{f}) \qquad (3)$$

$$J_z(\boldsymbol{f}, z) = -\sum_{n=1}^{N} j_n \frac{\sin(k_n z)}{k_n R}\cdot\sin(\boldsymbol{f}). \qquad (4)$$

Las expresiones (2) , (3), y (4) están en función de los valores desconocidos de la amplitud de cada modo axial de oscilación de la densidad de corriente superficial.

A. Planteamiento del problema para bobinas de gradientes de campo longitudinal.

La matriz gradiente de campo A_{ztn} ($A_{ztn} = \frac{\partial B_{ztn}}{\partial z}$), obtenida a partir de la ley de Biot-Savart, contiene la contribución al gradiente de campo en el punto objetivo *t* del modo axial *n* de amplitud j_n unidad. El gradiente de campo producido en el punto objetivo *t* dado los *N* modos axiales de oscilación de J_ϕ viene dado por la siguiente expresión:

$$A_{z\,t} = \sum_{n=1}^{N} A_{z\,t\,n}\cdot j_n\,, \qquad (5)$$

La energía magnética se escribe como [3,4,5,8]:

$$E = \frac{1}{2}\sum_{n=1}^{N}\sum_{n'=1}^{N} j_n \cdot E_{nn'} \cdot j_{n'} \qquad (6)$$

De la expresión (6) se deduce que para minimizar la energía magnética o pérdidas resistivas, deben ser minimizadas las amplitudes j_n de los modos axiales de oscilación de **J**. (1)

El problema se reduce a obtener las mínimas amplitudes j_n de los modos axiales de oscilación de la densidad de corriente que maximicen la razón $\Gamma=\eta$ [T/mA] / $\sqrt{L[\mathrm{H}]}$ y generen un gradiente de campo deseado en la RI. *L* es la inductancia propia de la bobina. La expresión (11) es la forma canónica del planteamiento de un problema de optimización que se resuelve a través de programación cuadrática; de aquí que el problema del diseño de bobinas de gradientes longitudinales se plantea [4,8]:

$$\min \frac{1}{2} j_n \cdot E_{nn'} \cdot j_{n'} \cdot \frac{1}{A_{z\,o}} \qquad (7)$$

tal que $\sum_{n=1}^{N} A_{z\,t\,n}\cdot j_n \le A_{z\,o}(1-\varepsilon)$ (6) , donde A_{zo} es la $-\sum_{n=1}^{N} A_{z\,t\,n}\cdot j_n \le -A_{z\,o}(1-\varepsilon)$

intensidad de gradiente longitudinal deseado especificado en los puntos *t*. El problema (7) tiene tantas restricciones lineales como puntos objetivos *T*. Los puntos se localizan en un cuarto de circunferencia de radio *c* en el plano ρZ. El parámetro ε se escoge tan pequeño como se pueda, típicamente 1% de desviación relativa pico-pico respecto a A_{zo} o más, en dependencia de los requerimientos del experimento. La introducción de ε permite controlar la (7) uniformidad del gradiente deseado y posibilita encontrar soluciones donde se logra un equilibrio entre los parámetros de diseño relacionados en la medida de mérito Γ.

B. Planteamiento del problema para bobinas de gradientes transverso de campo magnético.

La matriz para el gradiente transverso de campo magnético A_{xtn} ($A_{xtn} = \frac{\partial B_{ztn}}{\partial x}$), se obtiene considerando arcos de corrientes [4].

De forma similar al problema planteado en (7), para bobinas de gradientes transverso se plantea [4,8]:

$$\min \frac{1}{2} j_n \cdot E_{nn'} \cdot j_{n'} \cdot \frac{1}{A_{x\,\mathrm{o}}} \qquad (8)$$

tal que $\sum_{n=1}^{N} A_{x\,t\,n}\cdot j_n \le A_{x\,\mathrm{o}}(1-\varepsilon)$,A_{xo} es el gradiente $-\sum_{n=1}^{N} A_{x\,t\,n}\cdot j_n \le -A_{x\,\mathrm{o}}(1-\varepsilon)$

deseado en la RI que se especifica en los puntos objetivos *t* se sobre la RI.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El cálculo de la longitud axial óptima de las bobinas de gradientes en dependencia de la uniformidad deseada, es hasta ahora un problema no resuelto. Se conoce que a medida que se desea mayor uniformidad de campo magnético, se requiere un sistema de mayor longitud axial [10].

A. Longitud Óptima para bobinas de gradientes longitudinal de campo magnético

Resolviendo el problema planteado en (7), considerando $T = 5$ y $N = 8$ se diseñaron cientos de configuraciones con el fin de muestrear todo el espacio. Para reducir la dimensionalidad del parámetro espacio, se escaló la longitud y el radio de la bobina al radio de la RI.

El error de uniformidad (ε) se varió desde 0.5%-8.1%. La relación *LC/c* se varió desde 2 hasta 2.7 y la razón *R/c* se varió desde 1.35 hasta 1.85. De esta forma se estudia la dependencia de los parámetros: ε, *R/c*, *LC/c* respecto a Γ. Se fijó el radio de la bobina a 0. 30 m y se varió el radio de la RI (*c*) según la razón *R/c*.

Para valores de $LC/c << 2$ y alta uniformidad de gradiente ($\varepsilon < 0.5\%$) el patrón de corriente produce oscilaciones negativas, disminuyendo así la eficiencia de la bobina. El comportamiento característico de (Γ v.s *LC*/*c*) está dominado mayormente por la eficiencia de la bobina, debido a que la inductancia oscila alrededor de un valor con cierta tendencia disminuir. La eficiencia crece hasta cierto valor máximo de Γ, y decrece monótonamente a medida que crece *LC*/*c*.

Tomando el par de datos (*R*/c, *LC*/c) donde Γ es máxima, para cada razón *R/c*, se obtiene una relación entre la longitud (*LC*), el radio de la bobina, el radio de la región de interés y el error de uniformidad deseado.

En la figura (1) se muestra que para un valor constate de *c*, se confirma que cuando se necesita generar alta uniformidad de gradiente decampo magnético se debe aumentar la longitud axial de la bobina. Para valores de $\varepsilon >$ 8.1%, es posible encontrar configuraciones compactas y eficientes, donde la *LC* se relaciona con el doble de *c*.

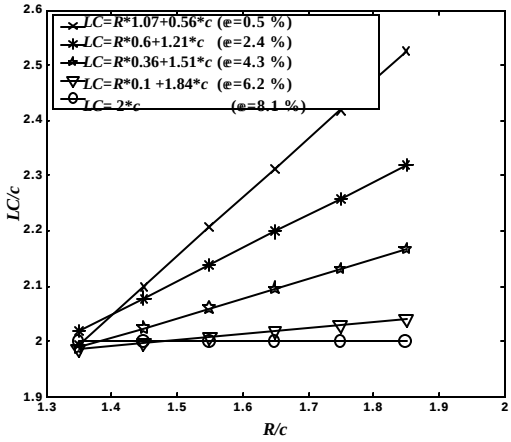


Figura (1). Curva de longitud axial óptima de la bobina normalizada vs radio de la bobina normalizado.

B. Longitud Óptima para bobinas de gradientes transverso de campo Magnético

B. Zhang, utilizando la figura Γ como medida de calidad, estableció una ley "universal" para la longitud óptima de la bobina, que relaciona el radio de la bobina y el radio de la RI [7]:

$$LC = 0.95 \cdot c + 0.92 \cdot R \qquad (9)$$

La expresión (9) no muestra relación de la longitud de la bobina con la uniformidad de gradiente deseada, lo cual limita la generalidad de dicha ecuación. Con el fin de obtener una relación general se realizó un muestreo del espacio, similar al hecho en el caso de las bobinas de gradientes longitudinales, con la diferencia de que la razón *LC*/c se varió desde 2 hasta 3.8. Los comportamientos obtenidos son similares a los mostrados en la figura (1), con la diferencia, bien conocida, de que la medida de mérito de las bobinas de gradientes longitudinales puede ser hasta dos veces mayor que la producida por las de gradientes transversos.

En la figura (2) se muestra la relación que existe entre la longitud de la bobina y la uniformidad de gradiente deseada.

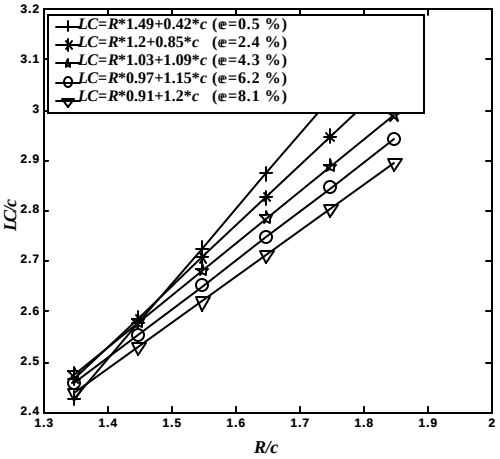


Figura (2). Longitud óptima de las bobinas de gradiente transverso que genera la medida de mérito en dependencia de la uniformidad deseada, el radio de la bobina y el radio de la región de interés.

C. *Bobina de gradiente transverso de campo magnético para la máquina cubana de RMI* **Giroimag**.

El procedimiento se aplicó a una situación práctica donde se asumió R=0.325 m, ε =8 % de desviación relativa respecto a G_{xo} . Se aplicaron las leyes lineales obtenidas en esta trabajo y mostradas en la figura (4). En cinco puntos sobre la RI se especificó el valor de G_{xo}=10 mT/m. En la figura (4) se muestra un cuarto de la bobina obtenida.

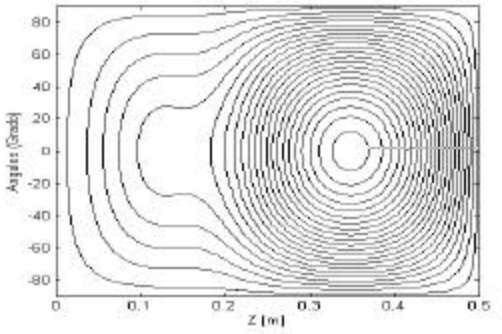


Figura (3). Un cuarto del patrón de corriente de la bobina de gradiente transverso obtenida.

La uniformidad del gradiente de campo magnético evaluada en la RI a través de la ley de Biot-Savart resultó 3.04 %, la inductancia de la bobina 535.3 μH, mientras que la resistencia resultó 0.31 Ω utilizando un conductor de sección circular de diámetro 3 mm. La eficiencia η=0.108 mT/mA y Γ=46.6·10^{-4} $\frac{T}{\frac{mA}{\sqrt{H}}}$. La eficiencia y la inductancia de la bobina obtenida son similares a las características de la configuración que resulta con el procedimiento de longitud restringida con sólo restricciones de campo [11], sin embargo, la uniformidad de gradiente en la RI, que produce la bobina obtenida con el procedimiento que se describe en este trabajo es 6 veces superior a la uniformidad que genera la solución presentada en [13].

IV. CONCLUSIONES

Se describió una nueva metodología para la concepción de bobinas de gradientes de campo magnéticos para RMI. Se obtuvo una nueva ley para la longitud óptima de las bobinas de gradientes que relaciona la uniformidad de gradiente, el radio de la bobina y el radio de la RI. El control de la uniformidad de gradiente deseado permite obtener soluciones de altos compromisos uniformidad-medida de mérito Γ. El método que se describe produce configuraciones de medida de mérito similar a las obtenidas en [11], pero de uniformidad de gradiente en la RI hasta 6 veces superior.

REFERENCIAS

[1] C-N Chen and D I Hoult, "Biomedical Magnetic Resonance Technology", Adam Hilger, Bristol and New York, 1989

[2] Z. Liang, P. C. Lauterbur, "Priciples of Magnetic Resonance Imaging: A signal processing perspective," IEEE Press, Piscataway, New York, (2000)

[3] R. Turner, "Gradient coil design: A review of methods," *Magn. Reson. in Imag.*, vol 11, pp. 903-920, 1993

[4] H. Sánchez, "Desarrollo de Métodos de Cálculo para la Concepción de Bobinas para RMI", Phd. Thesis, Universidad de Oriente, UNIVERSITE Claude Bernard - LYON I, 2003.

[5] R. Turner, "Minimum inductance coils," *J. Phys. E: Sci.Instrum* vol. 21, 948-952, 1988

[6] Blaine A. Chronik, Andrew Alejski, and Brian K. Rutt, "Design and Fabrication of a Three-Axis Edge ROU Head and Neck Gradient Coil",*Magn. Reson. Med.* , vol. 44, pp.955-963, 2000

[7] B. Zhang, C. Gazdzinski, B.Chronik, H Xu, S Conolly, B. K. Rutt, "A universal law for optimizaing short magnets and gradient coils," *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med* 9,2001

[8] H. Sánchez, C. Cabal, A. Briguet, H. Saint-Jalmes, "Gradient Coil Design Using Quadratic Programming with Relaxed Target Field", accepted for the ISMRM 11th Annual Meeting in Toronto, Ontario, Canada, may 2003

[9] H. Sánchez, "Algoritmo Simulated Annealing Inteligente Aplicado a la Optimización de Imán Principal de una Máquina de Resonancia Magnética de Imágenes", Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 17, n. 2, pp. 55-61, 2001

[10] Gordon DeMeester , Michael Morich , Alex Byrne , Frank Davies , David Melotte, Adrian Thomas, "Challenges of short magnet design", Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine vol. 13, pp.193–198, 2002

[11] B. A. Chronik and B. K. Rutt, "Constrained length minimum inductance gradient coil design," *Magn. Reson. Med.*, vol. 39, pp. 270–278, 1998.