

ANÁLISE DE FOURIER E DE WAVELETS PARA O SINAL ELETROMIOGRÁFICO EM AMBIENTE SUBAQUÁTICO E AÉREO

Marcus Vinícius Chaffim Costa¹, Marcelino Monteiro de Andrade¹, Francisco Assis de Oliveira Nascimento¹, Wilson Henrique Veneziano^{1,2}, Adson Ferreira da Rocha¹, Jake Carvalho do Carmo³.

¹ UnB/Departamento de Engenharia Elétrica, Brasília – DF; ² CEFET-PR, Pato Branco – PR;

³ UnB/Faculdade de Educação Física, Brasília – DF.

Abstract: In this paper, we evaluated two estimators for the power spectrum of the surface electromyographical (S-EMG) signal in aerial and in underwater environments, using a measurement of proximity between the estimators and normal distributions. Ten male volunteers (age: $23 \pm 3,4$ years) participated in the study. The volunteers performed (50% MVC) non-fatiguing, isometric contractions of the abductor pollicis brevis muscle with a duration between 7 and 8 seconds. The tests were performed in aerial and underwater environments. The Fourier and wavelet power spectra of these signals were computed and the median power frequency (MPF) and the median power scalar (MPS) were calculated. The results of the analysis showed that the MPS has a distribution that is closer to normal than that of the MPF, on both aerial and underwater environments.

Key-words: surface electromyography, digital signal processing, wavelet transform, underwater biomechanics, isometric contractions.

Introdução

A eletromiografia de superfície (EMG-S) tem se mostrado como uma valiosa ferramenta para análise das funções musculares [1], uma vez que representa graficamente o sinal elétrico gerado pelos músculos ao realizar contrações [2].

Porém, os estudos da eletromiografia em ambiente subaquático ainda são escassos na literatura. Entretanto, pesquisas vêm sendo realizadas, como a que verificou as alterações na amplitude, em ambiente subaquático, do valor RMS (raiz quadrática do valor quadrático médio) do sinal de EMG-S do grupo ténar [3], e de outros músculos, como o bíceps braquial [5], a musculatura do ombro [4] e os músculos extensores do joelho [6].

Diversos métodos de parametrização do sinal eletromiográfico são utilizados e, entre eles, uma das técnicas mais aplicadas utiliza a frequência de potência mediana (FPM) [7], que é calculada no domínio da transformada de Fourier. No entanto, a utilização de outros estimadores para o sinal eletromiográfico, especialmente no domínio da transformada de wavelets [8], [9], [10], tem causado bastante interesse.

Dentre esses estimadores, merece destaque o escalar de potência mediana (EPM) [11], [12], e neste estudo

foi adotado os estimadores FPM e EPM, para o sinal eletromiográfico de superfície do músculo abdutor curto do polegar da mão esquerda (Figura 1), sob uma janela deslizante de observação. No estudo, determinou-se qual a correlação do histograma de cada estimador com a curva de distribuição normal ideal de mesma média e desvio padrão amostral do histograma (Figura 4).

Objetivando verificar a influência dos ambientes úmidos e secos, foi realizado o mesmo procedimento para esses dois ambientes, e testes estatísticos foram aplicados para verificar se existem diferenças significativas entre esses estimadores. Assim, este trabalho pretende analisar a tendência gaussiana dos estimadores calculados, com base no conteúdo espectral de potência do sinal eletromiográfico em ambos os meios.

Materiais e Métodos

A opção pela realização deste estudo a partir do músculo *Abductor pollicis* ocorreu devido a seu tamanho reduzido, o que facilitara sobremaneira a execução dos procedimentos experimentais em ambiente aquático. Para a coleta dos sinais, dez indivíduos foram selecionados, segundo os seguintes critérios: gênero masculino, destro, histórico livre de distúrbios neuromusculares ou ósteo-articulares. As medidas antropométricas do grupo são idade média de 23,0 anos e desvio padrão de 3,4 anos, massa corpórea de 77,3 quilogramas e desvio padrão de 9,1 quilogramas, altura de 1,78 metros e desvio padrão de 0,04 metros. A identidade e outras informações colhidas junto aos sujeitos ficaram restritas ao conhecimento dos pesquisadores. Antes do início dos testes, cada um dos voluntários conheceu as dependências do laboratório e seus equipamentos, assim como o protocolo experimental proposto. Todos foram esclarecidos sobre os objetivos da pesquisa e consentiram, por escrito, com os procedimentos adotados. O protocolo experimental foi aprovado pela comissão de ética em pesquisa da Universidade de Brasília. Além disso, ficou resguardada aos sujeitos a possibilidade de desistência ou a recusa a participar de quaisquer fases da pesquisa, sem penalidade alguma.

No início dos procedimentos foi determinada a contração voluntária máxima (CVM) para cada sujeito, determinada como a média aritmética de três valores, obtidos de contrações máximas realizadas durante

curtos intervalos de tempo. O experimento consistiu, então, de três contrações a 50% da CVM, realizadas em ambiente aéreo e, posteriormente, em um tanque com água a 26°C, temperatura igual a do ar. Toda a mão e parte do antebraço ficaram sob a água, inclusive o eletrodo de referência. Um dinamômetro com suporte graduado foi afixada na palma da mão, a fim de indicar a força exercida pelo voluntário. Os quatro dedos restantes foram imobilizados com fita adesiva, impedindo seu movimento e reduzindo efeitos de *crosstalk* na medição. O antebraço e o punho também foram imobilizados para impedir a flexão do punho. O ângulo do cotovelo foi mantido constante dentro e fora da água. Foram realizadas apenas medidas de eletromiografia de superfície, com o uso de um eletromiógrafo comercial.

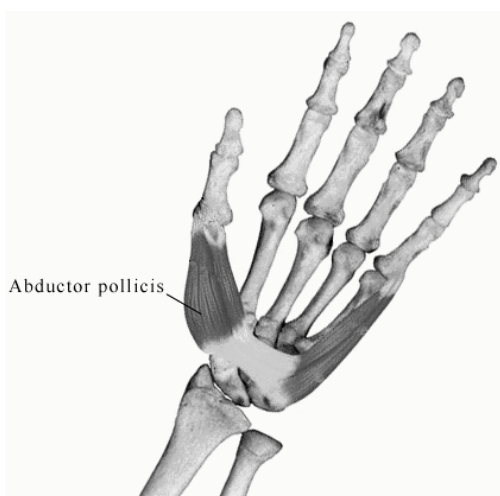


Figura 1: Músculo abductor curto do polegar.
Adaptado de [13]

Para o registro eletromiográfico de superfície os sítios sobre a pele foram higienizados com álcool etílico antes da colocação dos eletrodos, sendo um eletrodo ativo de superfície, bipolar, de Ag/AgCl, em forma de duas barras (10,0mm x 1,0mm) distanciadas de 10,0mm, da marca Delsys, modelo DE-2.1 colocado sobre o músculo *Abductor pollicis* da mão esquerda e outro eletrodo de referência descartável, do tipo flexível (Red Dot da 3M), colocado sobre a parte interna do pulso da mesma mão. O procedimento de limpeza foi realizado até que a impedância entre os eletrodos fosse igual ou inferior a 30 kΩ, monitorada por um ohmímetro digital. Sobre os eletrodos e em torno de todo o sítio de colocação foi feita a isolação (para não ocorrer contato com a água) por meio de uma cobertura com fita adesiva impermeável (Silver Tape, 3M), utilizada também para o experimento no ar.

Os eletrodos ativos apresentam uma pré-amplificação com ganho de 10 V/V, com um eletromiógrafo (modelo Bagnoli-2, da Delsys - EUA) ajustado para ter o ganho de 1.000 V/V, ou seja, o sistema apresenta um ganho total de 10.000 V/V. A frequência de amostragem foi de 1 kHz. A aquisição e o

armazenamento dos dados foram efetuados por meio de um programa computacional desenvolvido em linguagem Labview 5.1 (National Instruments). Os sinais analógicos passaram por um conversor analógico-digital (BNC-2120 da National Instruments) e, em seguida, os sinais digitalizados foram armazenados em disco magnético de um microcomputador IBM-PC. Não foi realizada retificação do sinal.

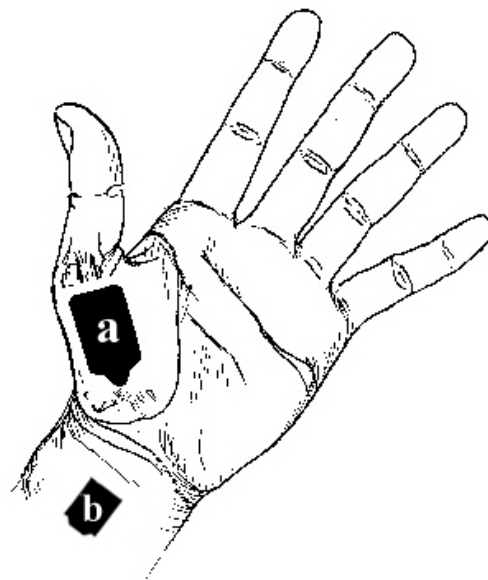


Figura 2: Posição dos eletrodos durante os testes.

O ambiente de desenvolvimento dos algoritmos computacionais foi o aplicativo Matlab® 6.5 (Mathworks, Inc.). A codificação dos sinais foi efetuada em uma janela retangular de 512 ms, com passo incremental de 256 ms, para todos os sinais coletados em cada um dos sujeitos. A frequência de potência mediana (FPM) foi calculada com base no espectro de potência obtido a partir da transformada de Fourier do sinal, ou seja:

$$S = \int_0^{\infty} |X(f)|^2 df = \int_0^{\infty} X_s(f) df \quad (1)$$

onde, $X_s(f)$ é a parte positiva do espectro de frequência e S a sua respectiva potência [7]. Assim, a FPM é a frequência que atende a relação da equação 2:

$$\frac{1}{S} \int_0^{FPM} X_s(f) df = 0,5 \quad (2)$$

Para o cálculo do escalar de potência mediana, implementamos a transformada contínua de *wavelets* (TCW) que por apresentar valores escalares que variam continuamente [14], permite a construção de uma curva similar à FPM [11].

A função *wavelet* escolhida foi *Daubechies-4*, indicada como adequada na codificação de sinais de EMG [11], [12], [15]. Com os coeficientes

transformados define-se o periodograma da TCW (Figura 3-c), que representa uma medida da energia do processo em cada componente ($j.k$):

$$I_{j,k} = (d_{j,k})^2 = \left[\sum_{t=0}^{T-1} x_t \psi_{j,k}(t) \right]^2 \quad (3)$$

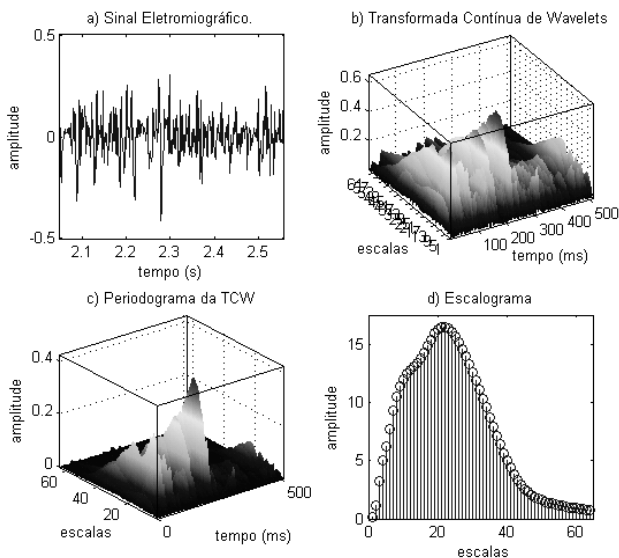


Figura 3: Obtenção do EPM a partir da transformada contínua de *wavelets*.

Com o periodograma define-se o escalograma (Figura 3-d), que representa a energia total da série em cada nível escalar, e considerando-se este, temos o escalar de potência mediana, de acordo com as relações:

$$S_j = \sum_{k=0}^{N-1} (d_{j,k})^2 \quad (4)$$

$$EPM = \frac{1}{2} \sum_j S_j \quad (5)$$

Resultados

Para os estimadores calculados anteriormente foram construídos histogramas e curvas ideais de distribuição normal de mesmas médias e desvios padrões (Figura 4). Os coeficientes de correlação entre estes histogramas e as respectivas curvas de distribuição normal foram computados de acordo com a equação 7:

$$Corr(H, G) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\frac{h_i - \bar{h}}{DP(H)} \right) \left(\frac{g_i - \bar{g}}{DP(H)} \right) \quad (7)$$

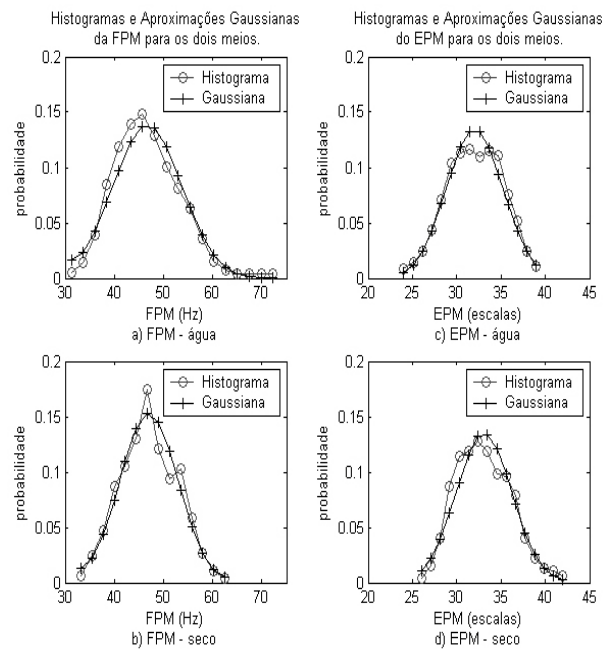


Figura 4: Histogramas e distribuições gaussianas para um dos sujeitos.

Os quatro coeficientes de correlação obtidos, para cada sujeito, estão expressos na Tabela 1

Tabela 1: Coeficientes de correlação para os dois estimadores em ambos os meios.

Sujeito	FPM água	FPM seco	EPM água	EPM seco
01	0.8256	0.6342	0.9787	0.9961
02	0.3122	0.3685	0.8623	0.7949
03	0.3362	0.7466	0.8918	0.9606
04	0.9413	0.9118	0.9120	0.9477
05	0.9590	0.9675	0.9217	0.9686
06	0.8049	0.8124	0.9524	0.9337
07	0.4041	0.4419	0.8133	0.5419
08	0.6695	0.5267	0.9617	0.9161
09	0.1501	0.2442	0.8583	0.5877
10	0.2545	0.0256	0.8293	0.9060
Média	0.5658	0.5679	0.8981	0.8553

A tabela 1 foi avaliada segundo o teste de ANOVA para medidas repetidas, cujo resultado consta da Tabela 2.

Tabela 2: Tabela do teste de ANOVA.

Fonte de variação	SS	gl	MS	F
Entre grupos	0.9695	3	0.32317	5.99
Dentro dos grupos	1.94139	36	0.05393	
Total	2.91089	39		

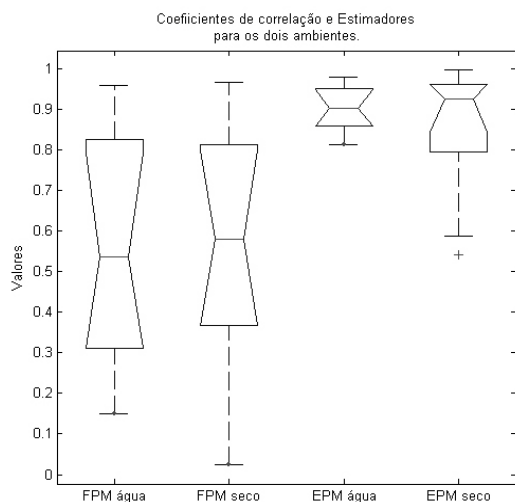


Figura 5: Boxplot de ambos estimadores para os dois meios.

Além da diferença global entre as médias dos coeficientes de correlação analisados no teste de ANOVA ($p=0,02$), é conveniente verificar entre quais estimadores e para quais meios se situam estas diferenças. Para isso, utilizo-se o teste da diferença honestamente significativa (DHS) de Tukey, com o qual comparamos a diferença entre quaisquer duas médias com a DHS:

$$DHS = 3.8140 \sqrt{\frac{MS_d}{n}} = 0.2801 \quad (8)$$

Onde, 3.814 é o valor crítico para o nível de confiança de 95%, obtido a partir do número de médias que estão sendo comparadas, MS_d é o quadrado médio intra-grupos (obtido na ANOVA) e n é o número de sujeitos em cada grupo ($n=10$). Uma diferença entre duas médias é dita estatisticamente significativamente se for igual ou superior que a DHS. O resultado das diferenças entre as médias consta da Tabela 3, na qual se pode perceber que as diferenças significativas encontram-se entre os coeficientes de correlação obtidos com a FPM e o EPM, não importando o meio considerado.

Tabela 3: Diferenças entre médias ordenadas dos valores dos estimadores.

	FPM água (0.5658)	FPM seco (0.5679)	EPM seco (0.8553)	EPM água (0.8981)
FPM água	—	0.0022	0.2896	0.3324
FPM seco	—	—	0.2874	0.3302
EPM seco	—	—	—	0.0428
EPM água	—	—	—	—

Discussão

Considerando os sinais coletados, o coeficiente de correlação entre o histograma e a curva normal ideal da distribuição do EPM, em ambos os meios, apresentou,

conforme o teste de Tukey (tabela 3), uma diferença significativa com relação ao coeficiente de correlação relacionado à FPM. Na figura 5 são apresentados os resultados das médias dos coeficientes de correlação para o EPM e a FPM, sendo que o EPM apresentou valores de correlação substancialmente maiores que os da FPM, nos dois ambientes onde foram coletados os sinais de EMG.

Como foi anteriormente descrito, o músculo em estudo foi o do polegar da mão esquerda submetido a um movimento isométrico de abdução, e verificou-se que tanto no ambiente aéreo como no aquático, para os mesmos trechos de sinais, o método clássico da FPM apresentou uma maior discrepância com relação à curva normal ideal associada ao seu respectivo histograma, quando comparado ao histograma do EPM e a sua respectiva curva normal ideal.

Essa constatação revela uma maior tendência a uma distribuição de probabilidade normal para técnica desenvolvida no ambiente wavelet, e o conhecimento desta propriedade pode servir a numerosas avaliações de atividades esportivas realizados em ambiente aquático, procedimentos hidroterápicos e outras aplicações no campo da biomecânica subaquática, pois a maior tendência a normalidade encontrada com a aplicação do EPM permite uma maior confiabilidade na aplicação dos testes estatísticos paramétricos, que possuem como pré-requisito o caráter normal, ou gaussiano, da população em estudo.

Conclusões

Este estudo procurou comparar a tendência gaussiana da distribuição de dois estimadores espectrais do sinal de eletromiografia de superfície no ambiente aéreo e subaquático. Os dois métodos utilizados foram a frequência de potência mediana, um método de larga aplicação em diversos campos da biomecânica, e o escalar de potência mediana, definido no domínio da transformada de *wavelets*, e verificou-se que a técnica definida do domínio de *wavelet* apresentou um comportamento estocástico mais próximo da distribuição de probabilidade gaussiana.

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 e, com apoio também, do Programa Institucional de Bolsas de Iniciação Científica (**CNPq/PIBIC-UnB**). Os autores gostariam também de expressar seu agradecimento ao **CENESP-UnB** por pelo apoio logístico e laboratorial.

Referências

- [1] BASMAJIAN JV, DELUCA CJ. *Muscles Alive: Their functions revealed by eletromyography*, Baltimore, MD: Willians & Wilkins, 1985.
- [2] RANGAYYAN MR. *Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach*, Piscataway, NJ: IEEE Press, 2002.
- [3] VENEZIANO, WH *et al.* 'Influência do Ambiente Subaquático na Amplitude do Sinal Eletromiográfico de Superfície do Grupo Tênar', *III Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica*, João Pessoa, 2004.
- [5] RAINOLDI A, CESCOON C, BOTTIN A, CASALE R, CARUSO I. "Surface EMG alterations induced by underwater recording". *J. Electromyography and Kinesiology*, 2003.
- [4] KELLY BT, ROSKIN LA, KIRKENDALL DT, SPERR KP. "Shoulder muscle activation during aquatic and dry land exercises in nonimpaired subjects". *J. Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 30(4):204-210, 2000.
- [6] POYHONEN T, KESKINEN KL, HAUTALA A, SAVOLAINEN J, MALKIA E, "A Human isometric force production and eletromyogram activity of knee extensor muscle in water and on dry land". *Eur. J. of Applied Physiology*. 80:52-56, 1999.
- [7] HOF, L, "Erros in Frequency Parameters of EMG Power Spectra". *Transactions on Biomedical Engineering*, 38(11):1077-1088, 1991.
- [8] KUMAR DK, PAH ND, BRADLEY A. "Wavelet Analysis of Surface Electromyography to Determine Muscle Fatigue". *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Eng.* 11(4):400-406, 2003.
- [9] SPARTO PJ, PARNIANPOUR M, BARRIA EA, JAGADEESH JM. "Wavelet and Short-Time Fourier Transform Analysis of Electromyography for Detection of Back Muscle Fatigue". *IEEE Trans. on Rehabilitation Eng.* 8(3):433-436, 2000.
- [10] RANNIGER C and AKIN DL. 'EMG Mean Power Frequency Determination Using Wavelet Analysis', *Proc. 19th Int. Conference - IEEE/EMBS*, Chicago, IL. USA, pp. 1589-1592, Oct. 30 - Nov. 2, 1997.
- [11] ANDRADE MM, *Análise Digital Eletromiográfica para Esforços Isométricos*. Dissertação de mestrado em Engenharia Elétrica, Departamanto de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, 2000
- [12] GASTAL FW, *Análise Espectral do EMG no Estudo da Fadiga Muscular: Comparando o Desempenho dos Estimadores Calculados por Fourier e Wavelet*. Dissertação de mestrado em Biologia Animal, Instituto de Biologia, Universidade de Brasília, Brasília, 2003.
- [13] UNIVERSITY OF WASHINGTON, Musculoskeletal Atlas, Internet site address: <http://www.rad.washington.edu/atlas/abdpolbrevis.html> acessado em 20/01/2005.
- [14] MORETTIN PA. *Ondas e Ondaletas: Da Análise de Fourier à Análise de Ondaletas*, São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo, 1999.
- [15] BERGER PA, *Compressão de Sinais de EMG Usando Transformada de Wavelet Discreta*. Dissertação de mestrado em Engenharia Elétrica, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, 2002.

e-mail dos autores:

chaffim@gmail.com;
andrade@unb.br;
assis@unb.br.
adson@unb.br
jake@unb.br