

DESCRITORES DE EMG-S EM DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA: ÍNDICES ESPECTRAIS EM DIFERENTES FASES DO EXERCÍCIO

T. R. Milhomem*, V. A. Rocha-Júnior*, J. B. Ferreira-Júnior**, J. C. Carmo** e F. A. O. Nascimento*

* Departamento de Engenharia Elétrica / UnB, Brasília, Brasil

** Faculdade de Educação Física / UnB, Brasília, Brasil

e-mail: thiagomilhomem@gmail.com

Resumo: Neste trabalho estuda-se a sensibilidade de parâmetros espectrais do sinal eletromiográfico para avaliação de fadiga muscular em diferentes fases do exercício isocinético de extensão de joelho. Para a análise foram calculados três índices de fadiga, dois índices clássicos: frequência de potência mediana e frequência de potência média; e compressão espectral utilizando *wavelets*, apresentado neste trabalho. O sinal eletromiográfico foi captado no vasto lateral durante um protocolo tradicional de exercício: 6 séries de 10 repetições com velocidade angular de 60°/s na fase concêntrica e 180°/s na fase excêntrica. Onze voluntários saudáveis do sexo masculino participaram dos testes. Os índices foram calculados em três fases do exercício: 1) concêntrica; 2) excêntrica; e 3) de aceleração, no momento em que ocorre a posição angular mínima. Como parâmetros de sensibilidade à fadiga muscular, foram calculadas as dispersões relativas dos índices de fadiga, a partir do desvio padrão entre a sequência descritora de fadiga e seu ajuste linear. Os resultados sugerem que a fase de aceleração é inadequada para a observação da fadiga muscular, e que a dispersão dos índices de fadiga não depende da fase do exercício, para todos os parâmetros espectrais abordados.

Palavras-chave: eletromiografia, fadiga muscular, contrações dinâmicas, exercício isocinético.

Abstract: In this work, the sensitivity of spectral parameters from electromyographic signal for evaluating muscle fatigue in different phases of isokinetic exercise in knee extension is studied. For this analysis, three fatigue indices were computed, two classic indices: median frequency and mean frequency; and spectral compression using wavelets, presented in this work. The electromyographic signal was obtained from vastus lateralis during a traditional exercise protocol: 6 series of 10 repetitions with angular velocity 60°/s in the concentric phase and 180°/s in the eccentric. Eleven male volunteers participated in the tests. The indices were computed in three exercise phases: 1) concentric; 2) eccentric; and 3) acceleration, in which minimum angular position occurs. As muscle fatigue sensitivity parameters, the relative dispersions of the fatigue indices were computed, using the standard deviation between the fatigue descriptor sequence and its linear regression. The results suggest that the

acceleration phase is not suitable for muscle fatigue observation, and that the indices' dispersion do not depend upon the exercise phase, for all the addressed spectral parameters.

Keywords: *electromyography, muscle fatigue, dynamic contractions, isokinetic exercise.*

Introdução

A fadiga muscular é objeto de estudo em diversas áreas de pesquisa. Em aplicações de engenharia biomédica que a abordam, esta pode ser definida como um processo gradual que se inicia simultaneamente à atividade muscular, implicando na diminuição temporária da capacidade motora [1]. Se um músculo é submetido a um processo de fadiga excessiva, pode-se perder a eficiência motora e a tensão nas fibras musculares [2]. Este fato contribui para que a avaliação da fadiga muscular seja um aspecto relevante em ciências da saúde e do esporte [2].

A eletromiografia de superfície (EMG-S) é uma ferramenta tradicionalmente utilizada como método não invasivo para se monitorar o processo de fadiga muscular [3], consistindo no registro da soma dos potenciais de ação de várias unidades motoras distintas e independentes [4]. Em contrações isométricas, sobre intervalos de até 1,0 s, considera-se que o sinal eletromiográfico é a realização de um processo estocástico estacionário no sentido amplo, apresentando distribuição gaussiana com média zero [5]. Portanto, a monitoração da fadiga é normalmente feita a partir da variação da energia e do espectro de potência do sinal eletromiográfico durante contrações estáticas [3]. Esta suposição não é aplicável a contrações dinâmicas, sendo utilizados, para a avaliação da fadiga, procedimentos como a segmentação dos sinais em regiões específicas [6]. Para exercícios isocinéticos de extensão de joelho, recomenda-se, para a minimização das não estacionariedades, descartar as fases onde há oscilação da velocidade, no início da região de carga, em que o membro em aceleração é conduzido pelo aparelho à velocidade constante [7]. Sugere-se, portanto, que a análise do sinal EMG-S se limite a intervalos cíclicos, em que fatores biomecânicos se repetem periodicamente [7]. Assim, neste trabalho objetiva-se avaliar a sensibilidade de parâmetros espectrais na observação da fadiga em diferentes fases de exercício isocinético.

Materiais e métodos

Aquisição dos sinais – Utilizaram-se sinais coletados de 11 indivíduos do sexo masculino ($23,9 \pm 5,9$ anos, $92,5 \pm 10,4$ kg e $180,5 \pm 5,8$ cm de altura). O experimento foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade de Brasília (parecer nº 71484/12). Os voluntários preencheram um questionário de prontidão para atividade física (*Physical Activity Readiness Questionnaire* – PAR-Q), sendo considerados aptos para a realização dos procedimentos experimentais. A atividade consistia na realização de 6 séries de 10 repetições de extensão e flexão do joelho. A fase concêntrica (FC) era realizada a $60^\circ/s$ e a fase excêntrica (FE) a $180^\circ/s$. Entre cada série de repetições, havia 1 minuto de repouso. Para a realização do exercício, foi utilizado um dinamômetro isocinético da marca Biodex, modelo System 3 (Biodex Medical, Inc., Shirley, NY, EUA), que impõe resistência variável, de modo a manter a velocidade constante. Os sujeitos foram posicionados confortavelmente, com uma faixa em volta de tronco e pélvis para minimizar movimentos indesejáveis e com fêmur alinhado de forma a permitir movimentação livre da extensão total à posição angular de 80° (limite concêntrico, tomando como referência de 0° o repouso, em ângulo reto). Contrações com interrupções ou incompletas foram descartadas. A calibração do dinamômetro foi feita de acordo com o manual do fabricante, e a acomodação dos sujeitos de acordo com os procedimentos descritos em [8]. O sinal de EMG-S foi captado no músculo vasto lateral utilizando eletrodos bipolares ativos com 15 mm de diâmetro e distância de 20 mm entre polos. Os sinais foram digitalizados à taxa de 2,0 kHz por um eletromiógrafo da marca Miotec, modelo Miotool, com ganho total de 2000 V/V e modo de rejeição comum a 110 dB. Observaram-se as recomendações de assepsia e posicionamento de eletrodos do SENIAM [9]. Os dados de torque, velocidade e posição angular obtidos do dinamômetro foram sincronizados com o sinal de EMG-S pela interface do eletromiógrafo e os sinais foram processados utilizando o *software* MATLAB. Antes do processamento dos sinais de EMG-S, estes foram filtrados com um filtro passa-faixa de Butterworth (4ª ordem, frequências de corte de 20 Hz e 500 Hz), em ambos os sentidos para correção do atraso de fase, resultando num filtro de 8ª ordem.

Índices de Fadiga – Como índices de fadiga, foram utilizados 3 descritores: frequência mediana (MDF), frequência média (MNF), e coeficiente de compressão espectral (k_{CE}). O último índice é apresentado neste trabalho (k_{CE}), e é calculado no domínio da transformada de *wavelets* discreta (DWT). Os valores de MDF e MNF são calculados sobre a transformada discreta de Fourier (DFT) de trechos $x[n]$ do sinal de EMG-S completo. O valor de MDF é dado pela relação

$$\sum_{k=0}^{k_{MDF}} |X[k]|^2 = \sum_{k=k_{MDF}}^M |X[k]|^2 \quad (1)$$

onde $X[k]$ é a k -ésima componente da DFT de $x[n]$ de N amostras, M é o índice correspondente à metade da frequência de amostragem ($M = N/2 - 1$) e k_{MDF} é o índice do harmônico que separa o espectro em dois segmentos de energias iguais. O valor de MNF pode ser calculado por

$$k_{MNF} = \sum_{k=0}^M k |X[k]|^2 / \sum_{k=0}^M |X[k]|^2 \quad (2)$$

em que k_{MNF} é o índice da DFT correspondente à MNF. Os valores de MDF e MNF são calculados sobre trechos $x[n]$ sucessivos do sinal de EMG-S e ajustados linearmente e, como indicadores de fadiga, espera-se que apresentem comportamento decrescente [1, 5].

O índice proposto é calculado sobre a DWT de segmentos do sinal EMG-S, obtendo-se uma sequência de valores locais, definidos como *concentração espectral* (c_E). A partir desta sequência de valores de c_E , obtém-se um índice normalizado indicativo de fadiga, a partir da regressão linear desta sequência obtida. Tal índice é denominado *coeficiente de compressão espectral* (k_{CE}), e procura estimar a dinâmica da compressão da energia do sinal de EMG-S em níveis mais baixos de detalhes da DWT, indicando sua sucessiva translação para as baixas frequências ao longo do exercício.

Sejam $c[n]$ e $d_j[n]$ os coeficientes de aproximação e de detalhes, respectivamente, da DWT de um sinal de energia $x(t)$ representando um trecho do sinal EMG-S em tempo contínuo. Isto é, $c[n]$ é o n -ésimo coeficiente de aproximação, correspondente à função de escala deslocada $\varphi_n(t) = \varphi(t - n)$ e $d_j[n]$ o n -ésimo coeficiente dos detalhes na escala j , correspondente à *wavelet* $\psi_{j,n}(t)$ numa base ortonormal de decomposição. Isto é:

$$c[n] = \int \varphi_k(t) x(t) dt \quad (3)$$

e

$$d_j[n] = \int \psi_{j,n}(t) x(t) dt \quad (4)$$

Considere $x_j(t)$ a representação de $x(t)$ em wavelets na escala j , dada por

$$x_j(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} d_j[n] \psi_{j,n}(t) \quad (5)$$

e E_{x_j} a energia de $x(t)$ neste nível de detalhes, dada por

$$E_{x_j} = \int |x_j(t)|^2 dt \quad (6)$$

A reconstrutibilidade e ortonormalidade da base permitem que seja satisfeita a relação de Parseval

$$E_{x_j} = \sum_{n=-\infty}^{\infty} |d_j[n]|^2 \quad (7)$$

Seja, agora, E_{A_j} a energia acumulada até a escala J :

$$E_{A_j} = \sum_{j=j_0}^J E_{x_j} \quad (8)$$

Além disso, considere que j_{max} seja a máxima escala na decomposição de $x(t)$. Isto é, $E_{A_{j_{max}}}$ representa a energia acumulada total (valor final da curva de energia acumulada). Define-se, portanto, como concentração espectral de $x(t)$ o valor dado por:

$$c_E = 1 - \sqrt{\frac{1}{j_{max}(E_{A_{j_{max}}})^2} \sum_{j=j_0}^{j_{max}} (E_{A_{j_{max}}} - E_{A_j})^2} \quad (9)$$

Este parâmetro consiste num valor normalizado e adimensional, que mede a diferença entre curva de energia acumulada nas escalas da DWT e a curva correspondente à maior concentração espectral possível – caso em que toda a energia está concentrada na escala de aproximação da DWT. Para a decomposição em *wavelets*, foi utilizada a família Daubechies-4. Esta família de *wavelets* permite a aproximação $x[n] \approx c[n]$, em que $x[n]$ representa o sinal $x(t)$ amostrado a uma taxa superior à de Nyquist e $c[n]$ seus coeficientes de aproximação da DWT [10].

Os índices de fadiga foram calculados, separadamente, sobre as fases de aceleração (FA), concêntrica e excêntrica, sobre segmentos de 150 ms. A resolução espectral correspondente é de 6,67 Hz. A Figura 1 ilustra as 3 fases do exercício sob análise. Os índices foram, então, ajustados linearmente sobre cada série de 10 contrações.

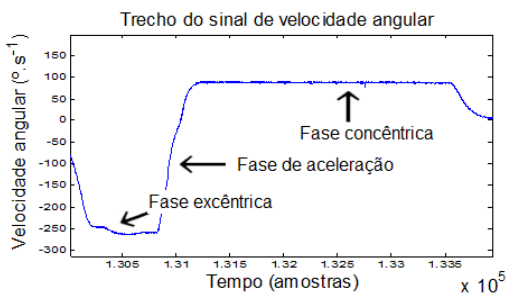


Figura 1: Trecho do sinal de velocidade angular: fases concêntrica, excêntrica e de aceleração.

Dispersão dos índices – A dispersão dos índices de fadiga ao longo do exercício é sugerida em [11] como estimativa da reprodutibilidade dos índices, calculando o coeficiente de variação da sequência de índices (razão entre seu desvio padrão e sua média). Como neste estudo os índices são definidos a partir de ajustes lineares, as dispersões serão calculadas em torno das respectivas retas obtidas, definindo-se a *dispersão relativa* D_r , para uma série de L contrações, dada por

$$D_r = \sqrt{\frac{1}{L} \sum_{k=1}^L \frac{(p[k] - f[k])^2}{(p[k])^2}} \quad (10)$$

em que $f[k]$ representa o valor de MDF, MNF ou c_E na k -ésima contração e $p[k]$ representa seu ajuste linear correspondente, calculado neste mesmo instante. O valor de D_r representa a variação (porcentual) do índice

de fadiga em torno de seu ajuste. Menores valores de D_r devem sugerir maior reprodutibilidade do índice [11].

Para avaliar se houve diferenças significativas entre as médias de D_r em fases distintas, aplicou-se a cada par de fases do exercício (dois a dois) um teste-t para duas amostras ($\alpha = 0,05$), sobre cada índice.

Resultados

A Tabela 1 apresenta os valores médios (conjunto dos 11 sujeitos, 6 séries) dos coeficientes de inclinação dos índices considerados, sobre cada fase do exercício.

Tabela 1: Valores médios dos coeficientes de inclinação por índice e fase do exercício.

Fase	MDF ($\mu \pm \sigma$)	MNF ($\mu \pm \sigma$)	$k_{CE} (.10^2)$ ($\mu \pm \sigma$)
Concêntrica	-0,46 \pm 2,81	-0,67 \pm 2,37	0,53 \pm 1,94
Excêntrica	-0,21 \pm 2,34	-0,18 \pm 2,10	0,27 \pm 0,98
Aceleração	-0,24 \pm 2,39	-0,33 \pm 2,23	0,20 \pm 1,41

A Figura 2 mostra exemplos de sequências de c_E calculadas nas 3 fases, indicando os respectivos coeficientes de inclinação (k_{CE}), sobre as 6 séries de repetições. Estes valores correspondem a um sujeito para o qual houve índices com sinal contrário ao esperado como indicador de fadiga (sinal negativo, indicados em negrito).

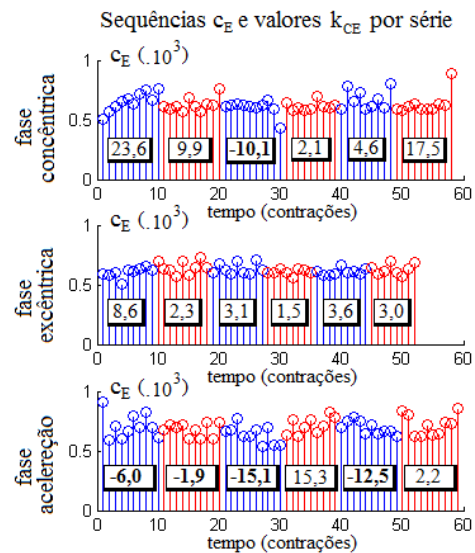


Figura 2: Sequências de c_E obtidas para um sujeito. Valores de k_{CE} indicados em cada série de repetições. Em negrito os índices com sinal contrário ao esperado.

A Tabela 2 mostra a porcentagem de ajustes lineares com inclinação contrária à esperada – para MDF e MNF e k_{CE} – no conjunto de todas as séries de contrações realizadas pelos 11 sujeitos, em cada fase. A Tabela 3 mostra, para o mesmo conjunto, os valores médios de D_r obtidos para os ajustes lineares dos 3 índices.

Tabela 2: Porcentagens obtidas de índices com sinal contrário ao esperado como indicação da fadiga.

Fase	MDF	MNF	k_{CE}
Concêntrica	30,8 %	29,2 %	29,2 %
Excêntrica	33,9 %	35,4 %	26,2 %
Aceleração	43,1 %	41,5 %	40,0 %

Tabela 3: Valores médios de dispersão relativa em cada fase do exercício.

Fase	MDF ($\mu \pm \sigma$)	MNF ($\mu \pm \sigma$)	k_{CE} ($\mu \pm \sigma$)
Concêntrica	19,3 \pm 6,7 %	18,4 \pm 6,2 %	8,8 \pm 2,3 %
Excêntrica	18,7 \pm 4,7 %	17,8 \pm 4,9 %	8,1 \pm 1,9 %
Aceleração	17,6 \pm 4,5 %	17,0 \pm 3,9 %	8,7 \pm 1,6 %

Os testes-t aplicados indicam que não houve variações significativas ($p = 0,4459$; $0,9071$ e $0,4327$) nas médias de D_r entre fases distintas.

Discussão

A Tabela 2 indica que os índices espectrais abordados, quando calculados durante a FA, apresentam menor consistência em relação aos padrões esperados como indicadores de fadiga. Estes resultados estão de acordo com Schwartz et al. [7], sugerindo-se o descarte da FA para avaliação de fadiga muscular, considerando-se apenas a FC e a FE, em que o exercício é mantido isocinético. Por outro lado, estatisticamente, as dispersões dos índices – de acordo com o parâmetro utilizado – não se mostraram sensíveis à fase do exercício. Entre fatores que contribuíram para a inadequação à avaliação de fadiga observada na FA, estão, além da variação abrupta na posição dos eletrodos, a rápida variação do esforço muscular [12] e a correspondente variação no comprimento das fibras musculares [13]. A restrição a regiões cicloestacionárias fora da FA mostrou-se mais interessante à análise pois, nestas regiões do exercício, as fibras musculares apresentam comprimento praticamente idêntico [6].

Observa-se na Tabela 3 que, em todas as situações, o índice de fadiga definido neste trabalho apresentou menor dispersão, obtendo-se, possivelmente, um índice robusto e reproduzível. Conclui-se, em conjunto com o descarte da FA de que o requisito da ortonormalidade da base de *wavelets* utilizadas garantiu o cálculo eficiente de c_E , o qual pôde ser determinado simultaneamente ao cálculo da DWT do trecho do sinal de EMG-S, em que a família de *wavelets* de Daubechies permite que os coeficientes de aproximação da DWT sejam aproximados pelas próprias amostras do sinal [10].

Sugere-se a realização de testes com outros índices, estudo das relações entre instante de pico de torque gerado de máxima energia do sinal de EMG-S, e estudos envolvendo D_r em função da duração dos segmentos sob as mesmas condições.

Referências

- [1] Bonato P, Gagliati G, Knaflitz M. Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*. 1996; 15(6):102-11.
- [2] Sakurai T, Toda M, Sakurazawa S, Akita J, Kondo K, Nakamura Y. Detection of Muscle Fatigue by the Surface Electromyogram and its Application. In: 9th IEEE/ACIS International Conference on Computer and Information Science; 2010 Aug 18-20; Yamagata, Japan. 2010. p. 43-7.
- [3] Vollestad NK. Measurement of Human Muscle Fatigue. *Journal of Neuroscience Methods*. 1997; 74(2):219-227.
- [4] Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki M, Katsuta S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions, *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1999; 9(1):39-46.
- [5] Basmajian J, DeLuca CJ. *Muscles Alive*. Em: Baltimore, MD: Williams & Wilkins; 1985.
- [6] Bonato P, Roy SH, Knaflitz M, DeLuca CJ. Time-frequency parameters of de surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2001; 48(7):745-753.
- [7] Schwartz FP, Nascimento FAO, Bottaro M, Celes RS. Análise da estacionariedade do sinal de eletromiografia de superfície nas fases do exercício isocinético de extensão do joelho. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. 2012; 28(1):44-52.
- [8] Bottaro M, Ernesto C, Celes R, Farinatti PTV, Brown LE, Oliveira RJ. Effects of Age and Rest Interval on Strength Recovery. *International Journal of Sports Medicine* 2010; 31(1):22-25.
- [9] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000; 10(5):361-74.
- [10] Burrus S, Gopinath RA, Guo H. *Introduction to Wavelets and Wavelet Transforms: A Primer*. Em: Prentice Hall; 1998.
- [11] Zaman SA, MacIsaac DT, Parker PA. Repeatability of surface EMG-based Single Parameter Muscle Fatigue Assessment Strategies in Static and Cyclic Contractions. 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS; 2011 Aug 30 – Sep 03; Boston, USA. 2011. p. 3857-60.
- [12] Bilodeau M, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. The influence of an increase in the level of force on the EMG power spectrum of elbow extensors. *European Journal of Applied Physiology*. 1990; 61(5-6):461-6.
- [13] Inbar GF, Allin J, Kranz H. Surface EMG spectral changes with muscle length. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1987; 25(6):683-9.