

ANÁLISE MULTIDIMENSIONAL DA FADIGA MUSCULAR POR MEIO DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE DE ALTA DENSIDADE

G. M. Q. Mendonça¹, F. A. Soares^{1,2}, V. A. Rocha Júnior^{3,4},
A. F. da Rocha² e J. L. A. Carvalho¹

¹Departamento de Engenharia Elétrica/ Universidade de Brasília, Brasília-DF, Brasil

²Faculdade UnB-Gama/Universidade de Brasília, Brasília-DF, Brasil

³Faculdade de Educação Física/Universidade de Brasília, Brasília-DF, Brasil

⁴Academia Nacional de Polícia/Polícia Federal, Brasília-DF, Brasil

e-mail: joaoluiz@pgea.unb.br

Abstract: This work proposes evaluating the two-dimensional (2D) spatial variation and temporal variation of amplitude and spectral fatigue estimators in high-density surface electromyography, using topological maps (in the spatial plane) and segmented linear regression (along the temporal axis). Preliminary results suggest that the muscle fatigue process is not linearly increasing through the duration of an isometric exercise. Thus, we propose separately evaluating fatigability in three phases of the exercise. This methodology, combined with topological maps to represent the spatial information provided by the use of a 2D matrix of electrodes, allows temporally resolved analysis of the muscle fatigue process, with 2D spatial localization.

Palavras-chave: HD-EMG, S-EMG, fadiga muscular.

Introdução

A eletromiografia de superfície (EMG-S) mede os sinais elétricos associados à contração muscular. Uma das principais funções da EMG-S é o estudo da fadiga [1], tipicamente realizada com base em estimadores como o valor retificado médio (*average rectified value*, ou ARV), o valor eficaz (*root mean square value*, ou RMS) e as frequências média (*mean frequency*, ou MNF) e mediana (*median frequency*, ou MDF) [2].

Com o aparecimento de matrizes de aquisição, onde sinais são adquiridos tanto paralelamente quanto perpendicularmente às fibras musculares, novos estudos sobre a decomposição de sinais [3], identificação das zonas de inervação [4], etc. foram realizados. No entanto, tais estudos não buscaram analisar como a fadiga se manifesta localmente no músculo.

Este trabalho propõe analisar a variação espacial (em duas dimensões) e temporal dos estimadores de frequência (MNF e MDF) e de amplitude (ARV e RMS) da fadiga muscular, por meio de mapas topológicos (no plano espacial) e regressão linear (no eixo do tempo). Para tal, matrizes de eletrodos são utilizadas para gravar o sinal de EMG-S ao longo de um esforço isométrico e fatigante no músculo bíceps braquial. Os estimadores para análise de fadiga são calculados para cada eletrodo

da matriz, dessa forma fornecendo informação tanto no sentido paralelo às fibras musculares, quanto no sentido perpendicular a estas e ao longo do tempo.

Os resultados preliminares apresentados sugerem que o processo de fadiga muscular não se dá sempre de forma linearmente crescente ao longo do esforço isométrico, ao contrário do que é tradicionalmente suposto quando se usa uma regressão linear para estimar a rapidez do processo de fadiga ao longo do experimento como um todo. Assim, este trabalho propõe a avaliação da fatigabilidade em três momentos — início, meio e fim — do esforço. Esta metodologia, combinada com o uso de mapas topológicos para representar a informação espacial fornecida pelo uso de uma matriz de eletrodos, permite uma análise multidimensional do processo de fadiga muscular, com localização espacial bidimensional e resolvida temporalmente.

A análise dos mapas topológicos temporalmente resolvidos sugere que a fadiga não se dá de forma uniforme no músculo. Ela inicia próxima à zona de inervação, se propagando tanto no sentido das fibras quando perpendiculares a elas. Isso indica uma fadiga diferenciada não só pelo recrutamento de unidades motoras (MUs), mas também por outros fatores relacionados à fadiga.

Materiais e Métodos

Sujeitos – Foram avaliados 4 sujeitos com idades entre 22 e 33 anos, 2 praticantes e 2 não praticantes de exercícios físicos regulares. O protocolo experimental foi aprovado pelo comitê de ética da instituição e os voluntários forneceram consentimento informado.

Equipamentos – Para a aquisição dos sinais de EMG-S foi utilizado o equipamento EMG-128 (OT Bioelettronica, Torino, Itália). Utilizando uma matriz de 64 eletrodos, com 5 linhas e 13 colunas, sendo a posição (1,1) desprovida de eletrodo (Figura 1), preenchida com gel condutor. A distância intereletrodica é de 8 mm. A aquisição foi realizada em modo diferencial no sentido paralelo às fibras musculares, com taxa de amostragem de 2048 Hz, usando o programa OTBioLab (OT Bioelettronica, Torino, Itália) para gravação do sinal.

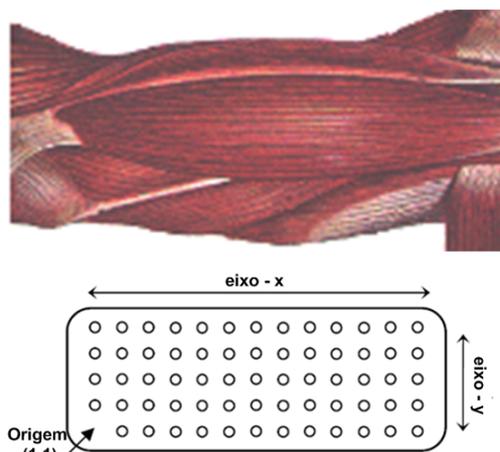


Figura 1: Ilustração da matriz de eletrodos utilizada na aquisição de dados assim como seu posicionamento em relação ao músculo bíceps braquial.

Para garantir uma aquisição isométrica, foi utilizada uma célula de carga Modelo TS (AEPH do Brasil, São Paulo, Brasil), com carga máxima de 50 kg, acoplada a um sistema de instrumentação [5], que permite a visualização gráfica dos valores medidos em tempo real.

Protocolo – Os sujeitos sentavam-se em uma cadeira com suporte acolchoado para o braço, o qual impedia a movimentação de ombro e cintura escapular e mantinha o cotovelo em um ângulo de 90° (Figura 3). Segurando uma alça ligada a célula de carga, os sujeitos realizavam uma contração isométrica voluntária máxima (*maximal voluntary contraction, ou MVC*) de 5 segundos. A seguir, o sujeito descansava por 30 minutos. Durante esse tempo, a matriz de eletrodos era então posicionada sobre o bíceps, de forma que a dimensão de maior comprimento da matriz ficasse paralela às fibras motoras (Figuras 1 e 2). Então, os voluntários executavam uma contração isométrica de 75% da MVC, sob forte incentivo verbal, até a exaustão (incapacidade de continuar exercendo força devido à fadiga). Durante essa contração, os dados de EMG-S dos 64 eletrodos (60 canais diferenciais no sentido proximal-distal) eram adquiridos. Após 15 minutos de repouso, realizava-se outra aquisição de dados a 75% da MVC.

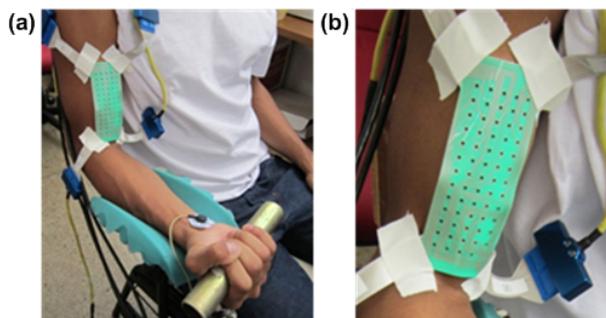


Figura 2: Posicionamento do voluntário em uma cadeira com suporte acolchoado para o braço (a), mostrando a matriz de eletrodos (b) fixada e a alça da célula de carga.

Processamento – O processamento dos sinais foi realizado em Matlab. Na análise de amplitude do sinal

de EMG-S, temos os estimadores ARV e RMS. O ARV é o valor absoluto médio de amplitude de um segmento do sinal, enquanto que o valor RMS é a raiz da média quadrática de suas amostras. Na análise espectral dos sinais, temos os estimadores MDF e MNF. A MDF é a frequência que divide o espectro de potência do sinal em duas metades de energia igual. Já a MNF é a frequência média do espectro de potência do sinal.

Cada eletrodo em contato com a pele apresenta sinais com diferentes níveis de atenuação decorrente da variação no volume condutor ou por conta da acomodação do gel. De modo a permitir a comparação entre valores absolutos de ARV e RMS calculados a partir de sinais de diferentes canais, os ganhos de cada canal foram normalizados pelo valor absoluto da amostra de amplitude absoluta máxima do mesmo. Isso é feito para cada canal separadamente e antes da segmentação do sinal em janelas. Para os estimadores de frequência (MDF e MNF) a normalizou-se os estimadores por metade da frequência de Nyquist.

Quantificação do processo de fadiga muscular –

Os estimadores foram calculados em janelas de 250 ms. A Figura 3 ilustra as variações de amplitude e frequência do sinal entre a primeira (músculo não fadigado) e a última janela (músculo fadigado) de um canal da região central da matriz de eletrodos.

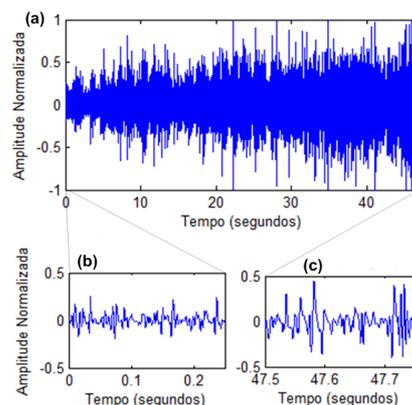


Figura 3: Variações de amplitude e frequência observadas no S-EMG (a) durante o processo de fadiga. Em destaque, são mostradas (b) a primeira (músculo não fadigado) e (c) a última janela (músculo fadigado) de um canal da região central da matriz de eletrodos.

A variação de um estimador é quantificada com base no coeficiente angular (α) da reta de regressão — $y(t) = \alpha t + \beta$, onde $y(t)$ é o valor do estimador em função do instante de tempo t e $\beta = y(0)$ é o coeficiente linear da regressão — calculada a partir dos valores estimados para cada janela do sinal. Tradicionalmente, apenas uma regressão linear é calculada para todo o sinal. Assim, têm-se um coeficiente angular que visa representar o processo contínuo de fadiga, supondo que este processo se dá de forma linearmente crescente ao longo do esforço isométrico.

No entanto, essa suposição nem sempre se revela correta. Assim, optamos por calcular o coeficiente angular de regressão em três momentos — início, meio

e fim — do período de esforço, usando os estimadores calculados para trechos de 20 segundos dos sinais (80 janelas), intervalo de tempo no qual os estimadores ainda possuem um comportamento aproximadamente linear. Dado o tamanho total da aquisição adotado neste trabalho, houve uma sobreposição de 5 segundos (20 janelas) nos trechos.

Visualização espacial dos estimadores – Com os estimadores ARV, RMS, MDF e MNF normalizados, os mapas topológicos são construídos mapeando diretamente o coeficiente linear α do estimador — para cada canal e trecho de regressão — em um nível de cinza. Para ARV e RMS, o preto corresponde a -1 %/s e o branco a $+1$ %/s. Para MDF e MNF, o preto corresponde a $+0,5$ %/s e o branco a $-0,5$ %/s. A inversão de sinal objetiva ter, para todos os estimadores, a cor branca representando maior fatigabilidade, uma vez que o processo de fadiga resulta em aumento dos estimadores de amplitude (inclinação positiva) e redução dos estimadores espectrais (inclinação negativa).

Resultados e Discussão

Os resultados apresentados nas Figuras 4 a 8 são de um mesmo indivíduo, durante sua primeira contração.

Foram excluídos da análise os primeiros 3 segundos de aquisição — durante os quais o indivíduo ainda ajusta seu posicionamento — e os últimos 10 segundos de aquisição — nos quais há muita instabilidade devido ao excesso de fadiga. Assim, a análise apresentada corresponde a um período de 50 segundos. Os resultados estão dispostos em dois: estimadores de amplitude (ARV e RMS) e de frequência (MDF e MNF).

A Figura 4 apresenta os mapas topológicos dos estimadores de amplitude, para três trechos de 20 segundos (início, meio e fim). A Figura 5 apresenta o mesmo, mas para os estimadores de frequência. Os canais que saturaram ou entraram em curto por causa do espalhamento do gel condutor foram excluídos da análise. Nos mapas topológicos, estes são identificados por áreas hachuradas. A partir dos mapas topológicos, foram selecionados quatro canais representativos. A Figura 6 apresenta os sinais de EMG-S desses canais, bem como suas respectivas posições na matriz de eletrodos. A Figura 7 apresenta os valores dos estimadores de amplitude ao longo do tempo e suas respectivas retas de regressão, calculadas nos três trechos correspondentes aos trios de mapas topológicos apresentados para cada estimador. A Figura 8 apresenta o mesmo, mas para os estimadores de frequência.

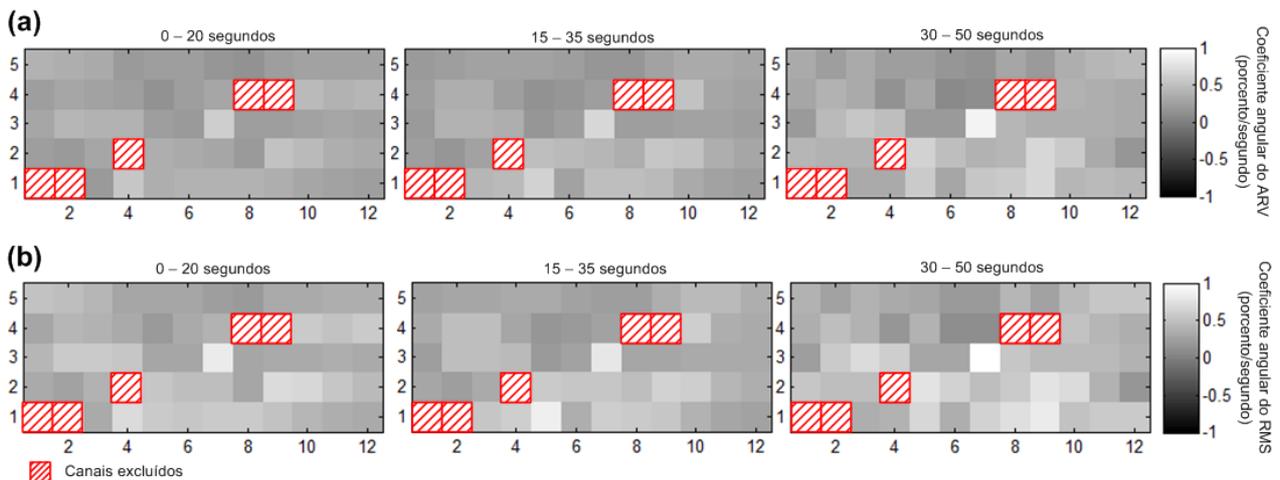


Figura 4: Mapas topológicos para os estimadores de amplitude: (a) ARV e (b) RMS, para três trechos do esforço.

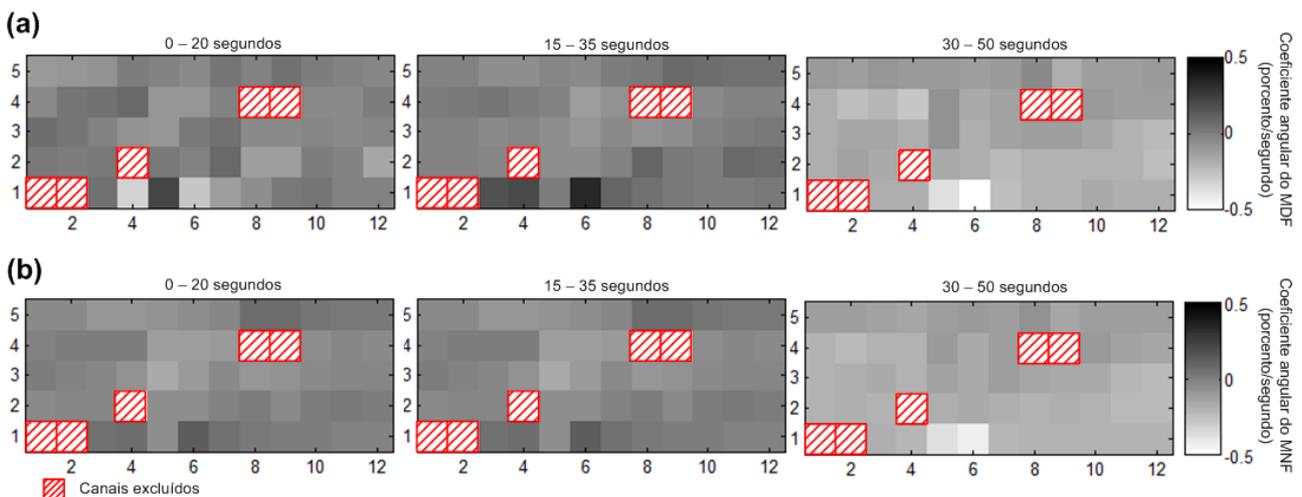


Figura 5: Mapas topológicos para os estimadores de amplitude: (a) MDF e (b) MNF, para três trechos do esforço.

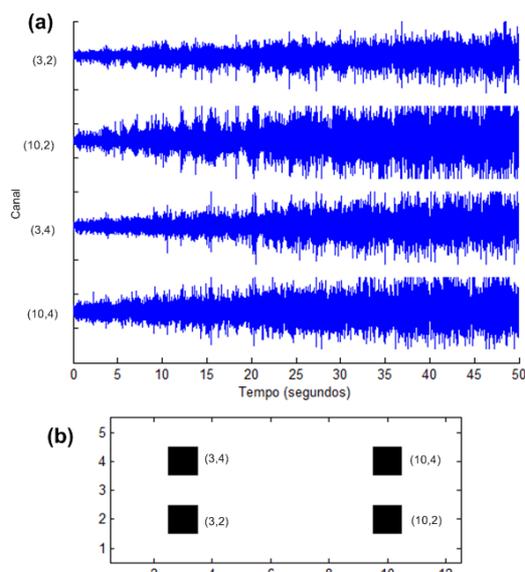


Figura 6: Sinais de S-EMG (a) para quatro canais representativos, selecionados nas posições da matriz de eletrodos indicadas em (b). Mapas topológicos e curvas temporais dos estimadores são apresentados para estes canais nas Figs. 6 a 9.

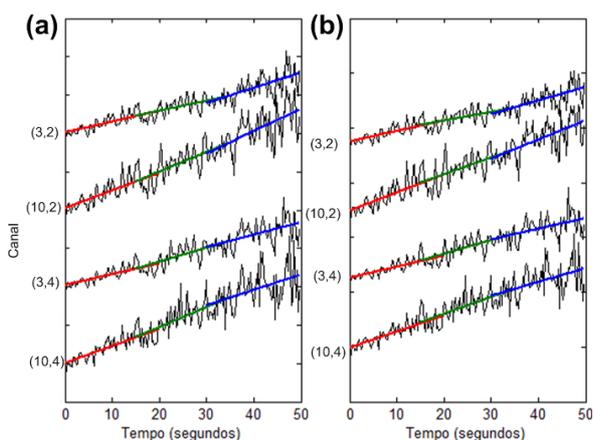


Figura 7: Variação de (a) ARV e (b) RMS em função do tempo, para os quatro canais indicados na Fig. 6, e as retas de regressão para três trechos do teste de esforço.

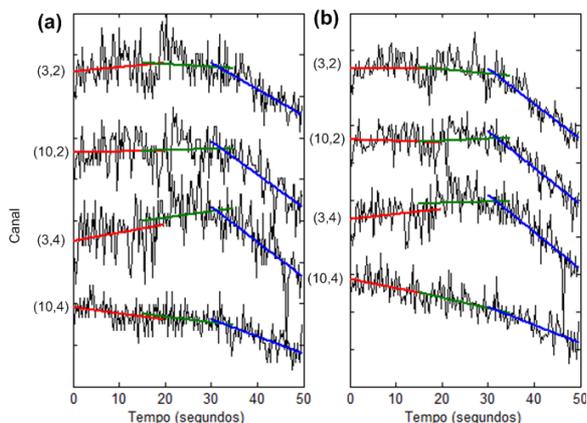


Figura 8: Variação de (a) MDF e (b) MNF em função do tempo, para os quatro canais indicados na Fig. 6, e as retas de regressão para três trechos do teste de esforço.

Nos mapas topológicos referentes aos estimadores de frequência (Figura 5) Observamos que o aumento da inclinação da reta de regressão e, conseqüentemente, o aumento da fadiga, se dá tanto no sentido perpendicular à fibra muscular quanto no sentido paralelo às fibras musculares. A propagação da fadiga no sentido perpendicular a fibra se justifica devido ao acúmulo de subprodutos do metabolismo [6]. O ácido láctico produzido ao longo do exercício pode ser dissipado de duas formas: i) caindo na corrente sanguínea para ser tratado pelo fígado ou ii) difundindo para as células adjacentes (fibras musculares adjacentes) [7,8]. Por isso observamos uma propagação da fadiga de forma perpendicular às fibras do centro para a periferia do músculo. A propagação no sentido paralelo se caracteriza no mapa topológico por cores claras nas regiões proximais e distais apenas na última janela de análise. As regiões tendíneas são menos susceptíveis a variações na forma de onda e frequência de disparos dos potenciais de ação [8], uma vez que estas não são regiões apropriadas para aquisição de EMG-S [8,9]. Assim, é possível que as variações de frequência nessas regiões só possam ser detectadas em estados muito avançados de fadiga.

Nos resultados apresentados, foi observado ainda que inclinação das retas de regressão associadas aos estimadores de amplitude variou pouco ao longo do esforço (Figura 7). Isto indica que estes estimadores apresentaram um aumento aproximadamente linear durante todo o período estudado. Os mapas topológicos desses estimadores corroboram esses resultados, uma vez que estes apresentaram pouca variação em seus níveis de cinza, quando se compararam os resultados dos três trechos de análise (Figura 4).

No entanto, pode-se notar um aumento da variância dos estimadores de amplitude ao longo da duração do esforço isométrico (Figura 7). A variação da variância desses estimadores ao longo do tempo também pode trazer informação relevante a cerca do processo de fadiga. Esse fenômeno será investigado de maneira mais detalhada em trabalhos futuros.

A amplitude dos sinais de EMG-S tem um limite fisiológico. Contudo, o indivíduo analisado nos resultados deste trabalho não é um atleta treinado. Assim, esse limite não foi atingido, e observamos os estimadores de amplitude com valor crescendo linearmente ao longo de todo o período de esforço, mesmo próximo ao instante de desistência por exaustão (Figura 7). Sujeitos treinados são, em geral, mais resistentes à fadiga. Nesses indivíduos, é possível observar o instante no qual o limite fisiológico de amplitude do sinal de EMG-S é alcançado, e a partir do qual os valores dos estimadores de amplitude param de crescer (Figura 9). Isso se deve ao fato de a maioria das MUs já terem sido recrutadas. Em trabalhos futuros, investigaremos a identificação desse ponto crítico, com base na mudança de inclinação da reta de regressão, a qual pode ser calculada continuamente ao longo da duração do esforço, para trechos de 20 segundos como

proposto neste trabalho, mas com maior período de sobreposição entre esses trechos. Tal informação poderia ser usada em treinos específicos, visando aumentar o tempo que o atleta leva para alcançar esse ponto crítico.

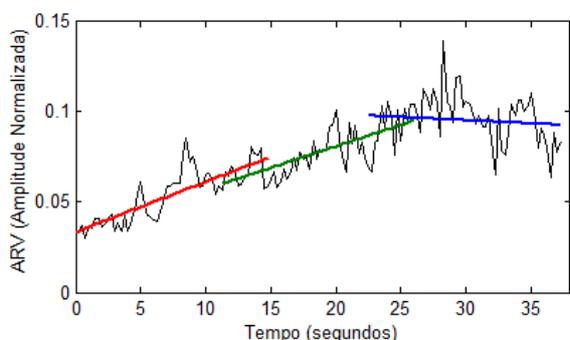


Figura 9: Variação de ARV no canal (6,5) em função do tempo, para um voluntário treinado. O aumento da amplitude do sinal de EMG-S se dá até o ponto em que todas as MUs do voluntário já foram recrutadas. A partir desse ponto, a amplitude começa a diminuir à medida que as MUs são desrecrutadas devido à fadiga.

Mesmo para este voluntário não treinado, os estimadores espectrais, por sua vez, apresentaram, tanto nos mapas topológicos (Figura 5) quanto nos gráficos que mostram seu comportamento ao longo do tempo (Figura 8), uma visível mudança de comportamento na variação desses estimadores. Em três dos quatro canais analisados em detalhe, observou-se um leve crescimento desses estimadores (pequenas inclinações positivas) durante os primeiros 30 segundos do esforço — o que atribuímos ao recrutamento das fibras tipo II que possuem frequência de disparo mais rápidas —, enquanto que, nos últimos 20 segundos, observou-se uma considerável redução desses estimadores (fortes inclinações negativas), a qual pode ser atribuída à alta produção de ácido láctico e outros subprodutos metabólicos [10], e às conforme as MUs entram em sincronismo devido à fadiga [1] (Figura 8). Conseqüentemente, observa-se um leve escurecimento do respectivo mapa topológico do primeiro para o segundo trecho, seguido de um considerável clareamento do mesmo, do segundo para o terceiro trecho (Figura 5). A quebra não acentuada no canal (10,4) é devido à captação do potencial de ação numa região muito próxima da região do tendão do músculo. Essa região não é apropriada para aquisição de sinais [8].

Conclusão

Este trabalho propôs uma nova metodologia para análise de sinais de EMG-S de alta densidade. Os resultados preliminares apresentados sugerem que o processo de fadiga muscular não se dá sempre de forma linearmente crescente ao longo do esforço isométrico, ao contrário do que é tradicionalmente adotado. A metodologia proposta permite observar como o processo de fadiga se desenvolve ao longo da duração do teste de esforço, e em diferentes regiões do músculo estudado.

Contudo, este trabalho deve ser considerado uma prova de conceito, pois a metodologia proposta foi testada em poucos sujeitos e, por isso, seus resultados não podem ser considerados conclusivos. Contudo, consideramos que os resultados aqui apresentados demonstram o potencial da técnica de análise multidimensional proposta, tanto para o estudo científico da fadiga muscular, quanto para o treinamento de atletas. A combinação da análise dos estimadores de amplitude e de frequência pode ainda se tornar uma técnica importante no diagnóstico de miopatias, problemas envolvendo má circulação nos tecidos musculares ou de problemas metabólicos.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Prof. José Augusto Ferraz, que desenvolveu o hardware de instrumentação da célula de carga utilizado neste trabalho, e à Luciana Roberta Tenório Peixoto, por sua colaboração durante os experimentos e no processo de aprovação pelo comitê de ética da instituição dos protocolos utilizados. Gustavo M. Q. Mendonça recebeu bolsa de iniciação científica ProIC/DPP/UnB do CNPq.

Referências

- [1] Merletti, R., Rainoldi, A., Farina, D. (2004) "Myoelectric manifestations of muscle fatigue", In: *Electromyography physiology, engineering, and noninvasive applications*, Ed.: R. Merletti, P. Parker, Hoboken: John Wiley & Sons, p. 233-53.
- [2] Soares, F. A., Salomoni, S. E., Veneziano, W. H., Carvalho, J. L. A., Nascimento, F. A. O., Pires, K. F., da Rocha, A. F. (2011) "On the behavior of surface electromyographic variables during the menstrual cycle", *Physiol Meas*, v. 32, n. 5, p. 543-57.
- [3] De Luca, C. J., Adam, A., Wotiz, R., Gilmore, L. D., Nawab, S. H. (2006) "Decomposition of Surface EMG Signals", *Journal of Neurophysiology*, v. 96, n. 3, p. 1646-57.
- [4] Soares, F. A., de Andrade, M. M., da Rocha, A. F., Merletti, R. (2010) "Automatic Tracking of Innervation Zones Using Image Processing Methods", In: *Proc. ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference*.
- [5] Ferraz, J. A. (2012), *Estudo de parâmetros associados a sinais de força variável durante a realização de contrações isométricas conduzindo a fadiga muscular*, Dissertação de Mestrado, Dept. de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília-DF, jun.
- [6] Farina, D., Ferguson, R. A., Macaluso, A., De Vito, G. (2006) "Correlation of average muscle fiber conduction velocity measured during cycling exercise with myosin heavy chain composition, lactate threshold, and VO₂max", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 17, n. 4, p. 393-400.
- [7] Belcastro, A. N., Bonen, A. (1975) "Lactic acid removal rates during controlled and uncontrolled recovery exercise", *Journal of Applied Physiology*, v. 39, n. 6, p. 932-36.
- [8] Roy, S. H., De Luca, C.J., Schneider, J. (1986) "Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates", *J Appl Physiol*, n. 61, v. 4, p. 1510-17.
- [9] Merletti, R., Parker, P.A. (2004), *Electromyography: Physiology, Engineering and Non-Invasive Applications*, New Jersey: Wiley.
- [10] Lucía, A., Sanchez, O., Carvajal, A., Chicharro, J. L. (1999) "Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography", *British Journal of Sports Medicine*, n. 33, v. 3, p. 178-85.