

ANÁLISE ESPECTRAL DO SINAL EMG DOS MÚSCULOS SUPERFICIAIS DO QUADRÍCEPS DURANTE EXERCÍCIO SUBMÁXIMO DE CARGA CONSTANTE NO CICLOERGÔMETRO

EMG SIGNAL SPECTRAL ANALYSIS OF SUPERFICIAL QUADRICEPS MUSCLES DURING CONSTANT LOAD SUBMAXIMAL CYCLING EXERCISE

João Julio Garavelo*
Leandro Ricardo Altinari**
Thiago Viana Camata***
José Luiz Lopes Vieira****
Taufik Abrão*****
Antonio Carlos de Moraes*****

RESUMO

O objetivo deste estudo foi investigar possíveis diferenças na análise espectral do sinal EMG dos músculos superficiais do quadríceps, entre as técnicas transformadas de Fourier de tempo curto (STFT) e a contínua de Wavelet (CWT) do tipo db4 durante exercício submáximo de carga constante no cicloergômetro. Participaram do estudo 14 indivíduos do sexo masculino, saudáveis e fisicamente ativos ($25,8 \pm 3,3$ anos; $82,1 \pm 7,3$ kg; $181,3 \pm 5,5$ cm) que foram submetidos a teste submáximo de carga constante (Tcons) com intensidade de esforço correspondente a 80% da carga máxima até exaustão voluntária. Os sinais EMG dos músculos vasto lateral (VL), vasto medial (VM) e reto femoral (RF) da perna direita foram coletados durante todo o Tcons, para obtenção dos parâmetros: frequência mediana (*Fmed*); índice de fadiga EMG (*IFNslp*) e variância da *Fmed*. Os resultados demonstraram não haver diferenças estatisticamente significantes para as variáveis *Fmed*, *IFNslp* e variância da *Fmed* nos músculos analisados e em diferentes períodos de tempo, quando comparadas as técnicas STFT e CWT ($P > 0,05$). Assim, sugere-se a utilização de ambas as técnicas de análise em exercício submáximo de carga constante no cicloergômetro quando o objetivo é quantificar a fadiga muscular com os indicadores espectrais EMG.

Palavras-chave: Eletromiografia. Fourier. Wavelet.

INTRODUÇÃO

A fadiga muscular pode ser definida como uma diminuição da capacidade do músculo de produzir força ou torque (BIGLAND-RITCHIE et al., 1995). Dentre os métodos utilizados para o estudo da fadiga muscular, um dos mais utilizados é a eletromiografia de superfície (EMG), a qual oferece uma informação fisiológica da atividade elétrica muscular durante a contração muscular (DE LUCA, 1997). Por isso inúmeros pesquisadores vêm utilizando a EMG com diferentes finalidades (NYBO; NIELSEN,

2001; HUMMEL et al., 2005; LAUBLI et al., 2005; TROIANO et al., 2008; OLIVEIRA ADE; GONÇALVES, 2009).

A análise do sinal EMG é geralmente realizada a partir de sua decomposição espectral, utilizando-se de algoritmos matemáticos como a transformada de Fourier de tempo curto (STFT), a qual possibilita a decomposição do sinal em componentes espectrais de alta e baixa frequência (DE LUCA, 1997). A STFT é recomendada para o tratamento dos sinais EMG durante contrações estáticas, nas quais o sinal é supostamente periódico sem alteração de força, velocidade e comprimento muscular (DE LUCA,

* Mestrando do Programa de Pós-graduação Associado UEM/UEL, PR.

** Doutor. Professor do Programa de Pós-Graduação UEM/UEL, Universidade Estadual de Londrina, PR.

*** Doutor. Professor do Programa de Pós-Graduação UEM/UEL, Universidade Estadual de Maringá, PR.

**** Doutor. Professor do Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Londrina, Londrina, PR.

***** Doutor. Professor da Universidade Estadual de Campinas, SP, Brasil.

1997); porém a maioria dos exercícios não é realizada de forma estática, o que torna a utilização dessa técnica inadequada para estudos sobre fadiga em atividades dinâmicas (BONATO et al., 2001; KNAFLITZ; BONATO, 1999). Um método que vem sendo utilizado para minimizar este problema é a utilização da versão contínua da transformada de Wavelet (CWT) (DAUBECHIES, 1992; FLANDERS, 2002). A análise por meio de CWT considera a dinamicidade dos sinais EMG, característica que, sob certas condições, pode representar uma maior veracidade nas análises. Esta técnica consiste no mapeamento do sinal em frequência e tempo a partir de uma série de funções-bases designadas, dependendo da necessidade da análise, e é construída com base em uma Wavelet “mãe”, constituindo uma base de sinais ortogonal (BARRIA; JAGADEESH, 1994).

Tanto a utilização da STFT quanto a CWT realizam a decomposição do sinal EMG no domínio da frequência, sendo a densidade espectral de potência (*PSD*) a figura de mérito mais representativa na caracterização do sinal. Assim, é possível obter a frequência mediana (*Fmed*) - uma variável que divide o espectro de potência em duas regiões iguais -, como também a diminuição da *Fmed* ao longo do tempo de uma contração muscular, comportamento que está intimamente relacionada à fadiga muscular (NG et al., 1996). Não obstante, estudos mostraram que ambas as técnicas fornecem informações similares sobre a fadiga muscular tanto em condições estáticas quanto em dinâmicas (SPARTO et al., 1999; HOSTENS et al., 2004; KUMAR et al. 2004; BECK et al., 2005; DA SILVA et al., 2008; SO et al., 2009, DANTAS et al., 2010), embora estudos sugiram que o método CWT teria uma maior precisão da informação fisiológica da fadiga muscular quando comparado à técnica STFT (KARLSSON et al., 2000; FLANDERS, 2002, CAMATA et al. 2010; VITOR-COSTA et al., 2010). De qualquer modo, novos estudos comparativos entre os dois métodos de análise do sinal EMG são necessários, em especial com exercícios dinâmicos, para dar suporte a essas afirmações. Adicionalmente, a literatura é carente de estudos que comparem esses métodos em exercícios dinâmicos

submáximos em cicloergômetro com o propósito de analisar as respostas musculares, particularmente a fadiga.

Neste contexto, a hipótese inicial é que a transformada de CWT possibilitaria resultados mais precisos em relação aos resultados de STFT; por isso o propósito do presente estudo foi investigar possíveis diferenças na análise espectral do sinal EMG dos músculos superficiais do quadríceps femoral, comparando as técnicas STFT e CWT durante exercício submáximo de carga constante no cicloergômetro.

MÉTODOS

Sujeitos

Fizeram parte do estudo 14 indivíduos do sexo masculino, saudáveis e fisicamente ativos, que se apresentaram voluntariamente para fazer parte do estudo. Todos os sujeitos, após terem sido previamente informados sobre a finalidade do estudo e os procedimentos aos quais seriam submetidos, assinaram um termo de consentimento livre esclarecido. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa envolvendo seres humanos da Universidade Estadual de Londrina (Parecer n° 032/07; CAAE n° 0034.0.268.000-07).

Delineamento experimental

Inicialmente, os indivíduos passaram por uma sessão de familiarização com o protocolo e os equipamentos utilizados. Em seguida foram submetidos a um teste incremental máximo (*TI_{max}*) até a exaustão para determinação da carga de trabalho máxima (*W_{max}*) e limiar de fadiga eletromiográfico (*LFEMG*). As informações obtidas no *TI_{max}* foram utilizadas para determinar a intensidade de esforço submáximo no teste de carga constante (*Tcons*). Os dados descritivos dos sujeitos e do desempenho no *TI_{max}* encontram-se na Tabela 1.

Cada sujeito foi testado na mesma hora do dia, para minimizar os efeitos da variação biológica diurna. Os indivíduos foram orientados a não ingerir qualquer tipo de substância ou alimento contendo cafeína, nem bebidas alcoólicas, durante o período de

execução do experimento, e a não realizar atividades físicas vigorosas nas 24 horas anteriores à execução dos testes, no intuito de evitar qualquer tipo de interferência nos resultados. Em todas as coletas foram controladas a temperatura ambiente e a umidade relativa do ar, mantidas entre 21 e 24 °C e 40 e 60%, respectivamente.

Testes físicos

Inicialmente foi realizado o TImax em cicloergômetro (Corival 400, Quinton Inc, USA) com carga inicial de 0 W e incrementos de 20 W a cada minuto até a exaustão voluntária, mantendo uma cadência de pedaladas de 70 rev.min⁻¹. O TImax foi precedido de aquecimento com carga de 50 W, por um período de três minutos, seguido de três minutos de repouso.

A Wmax foi definida como a carga de trabalho mais alta mantida por pelo menos 30 segundos, e o LFEMG do músculo vasto lateral foi identificado por dois avaliadores, por inspeção visual mediante o uso dos valores médios de RMS (*Root Mean Square*) a cada período de 5 segundos (CAMATA et al., 2009), sendo considerado o LFEMG como o aumento abrupto do RMS, de acordo com os critérios propostos por Hug et al. (2006).

A partir das informações obtidas no TImax foi realizado o Tcons com intensidade de esforço submáximo correspondente a 80% Wmax. O Tcons foi precedido de três minutos de aquecimento a 50 W e seguido de três minutos de repouso. Posteriormente, os sujeitos iniciaram o teste até exaustão voluntária, quando foi obtido o tempo de exaustão (TE) por meio de registro em um cronômetro digital manual (SEIKO S140, JAPAN) com precisão de centésimos de segundos. Ao longo do Tcons foi permitida uma cadência entre 60 e 70 rev.min⁻¹. O teste foi encerrado pelo experimentador quando houve redução na cadência para menos de 60 rev.min⁻¹ por tempo de 5 segundos.

Coleta e processamento dos sinais eletromiográficos (EMG)

Os sinais EMG foram coletados durante todo o período de realização do Tcons, com a utilização de um eletromiógrafo de 16 canais modelo MP150™ (Biopac System®, USA),

com taxa de amostragem de 2.000 amostras por segundo, de acordo com a ISEK (MERLETTI et al., 2001). Antes do início de cada Tcons os sujeitos tiveram os eletrodos de EMG bipolares ativos, modelo TSD 150™ (BIOPAC Systems®, USA), com distância intereletrodos fixa de dois centímetros, sendo colocados sobre os músculos superficiais do quadríceps femoral (QF) da perna direita: vasto lateral (VL), vasto medial (VM) e reto femoral (RF). A relação entre os ganhos diferencial e de rejeição de modo comum foi 95 dB, e os limites de entrada de sinal foram estabelecidos em ± 5 mV. Após tricotomia e assepsia dos músculos, os eletrodos foram posicionados em cada músculo seguindo a padronização proposta pelo SENIAM (HERMENS et al., 2000). O eletrodo de referência (terra) foi posicionado no cotovelo do membro direito (epicôndilo lateral).

Para a captação e processamento dos sinais foi utilizado o *software AcqKnowledge 3.8.1™* (BIOPAC Systems®, USA) e ambiente de simulação matemática *MatLab 7.0* (Mathworks®, South Natick, MA, USA). Os sinais EMG brutos foram submetidos a filtragem digital, processo em se utilizou o filtro passa-banda com frequências de corte inferior e superior de 20Hz e 500Hz, respectivamente. Em seguida, os sinais EMG foram retificados e suavizados para obtenção dos valores eficazes (RMS).

Para análise espectral dos sinais EMG dos músculos estudados, após a filtragem digital foram utilizados valores de *Fmed* determinados pelas técnicas transformadas de Fourier de tempo curto (STFT) e contínua de Wavelet (CWT) do tipo db4 (DAUBECHIES, 1992; MACISAAC et al., 2001). Com as duas técnicas foram obtidos: a) os valores da frequência mediana ao longo do tempo (*Fmed*(t)); b) o índice de fadiga EMG (*IFNslp*); c) a variância da *Fmed*. O índice de fadiga EMG foi determinado por procedimento de regressão linear a partir de dados normalizados pela duração do exercício (% max) e a *Fmed* inicial, de acordo com Ng et al. (1996).

Análise estatística

Todos os dados foram tratados no pacote computacional *SPSS® for Windows* versão

17.0. Inicialmente foi calculado o poder do tamanho da amostra utilizando-se como base o valor correspondente à carga no limiar de fadiga eletromiográfico (W) do músculo vasto lateral proposto por Camata et al. (2009). O poder estatístico da amostra foi de 100%. Depois de verificados os pressupostos de normalidade e homocedasticidade dos dados da amostra, foi aplicada a análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas de dois fatores: transformada (FFT x WAV) e tempo (0% - 25% - 50% - 75% - 100%). O teste de esfericidade de *Mauchly* foi aplicado, e sempre que este teste foi violado foram aplicadas as correções técnicas necessárias usando-se o teste de *Greenhouse-Geisser*. O limite de significância estatística foi fixado em 5% ($P < 0,05$).

RESULTADOS

Na Tabela 1 são apresentadas as características antropométricas e de desempenho no teste incremental máximo dos sujeitos estudados.

Tabela 1 - Valores médios $\pm$ desvio padrão (DP) das características antropométricas e de desempenho no teste incremental máximo dos sujeitos estudados. (n=14)

Variáveis	Média	DP
Idade (anos)	25,8	3,3
Massa corporal (kg)	82,1	7,3
Estatura (cm)	181,3	5,5
T _{Imax} (W)	265,7	35,3
T _{cons} 80% W _{max} (W)	210,9	24,9
LFEMG (W)	200,0	20,0
LFEMG (%)	75,2	2,3
Tempo de exaustão (s)	18,7	5,2

Nota: T_{Imax} = carga máxima obtida no teste incremental máximo; T_{cons} = carga utilizada no teste de carga constante (80% W_{max}); LFEMG (W) = limiar de fadiga eletromiográfico; LFEMG (%) = limiar de fadiga eletromiográfico relativo a carga máxima.

Os valores de frequência mediana normalizada (*Fmed*) (Hz) e do índice de fadiga EMG (*IFNslp*), obtidos por meio das técnicas STFT e CWT dos músculos vasto lateral (VL), vasto medial (VM) e reto femoral (RF), são apresentados na tabela 2. Não foram constatadas diferenças estatisticamente significantes para as variáveis *Fmed* e *IFNslp* nos músculos analisados e em diferentes períodos de tempo, quando comparadas as técnicas STFT e CWT ($P > 0,05$).

Tabela 2 - Valores médios $\pm$ desvio padrão da frequência mediana normalizada (*Fmed*) (Hz) e do índice de fadiga EMG (*IFNslp*) obtidos através das técnicas STFT e CWT dos músculos vasto lateral (VL), vasto medial (VM) e reto femoral (RF). (n=14)

	<i>Fmed</i> (Hz)			<i>IFNslp</i> (Hz/s)		
	STFT	CWT	P	STFT	CWT	P
VL						
0%	87,7 $\pm$ 17,8	98,0 $\pm$ 16,7	0,72	-0,02 $\pm$ 0,1	-0,01 $\pm$ 0,1	0,90
25%	81,4 $\pm$ 16,9	81,4 $\pm$ 16,9	1,00	0,02 $\pm$ 0,1	0,02 $\pm$ 0,1	1,00
50%	81,7 $\pm$ 15,9	81,7 $\pm$ 15,9	1,00	-0,01 $\pm$ 0,1	-0,01 $\pm$ 0,1	1,00
75%	82,6 $\pm$ 17,9	82,6 $\pm$ 17,9	1,00	0,02 $\pm$ 0,1	0,02 $\pm$ 0,1	1,00
100%	83,0 $\pm$ 18,8	83,0 $\pm$ 18,8	1,00	-0,03 $\pm$ 0,1	-0,03 $\pm$ 0,1	1,00
VM						
0%	84,0 $\pm$ 29,7	95,6 $\pm$ 30,7	0,70	-0,02 $\pm$ 0,2	-0,02 $\pm$ 0,2	1,00
25%	83,9 $\pm$ 28,2	93,0 $\pm$ 30,8	0,72	0,02 $\pm$ 0,1	0,02 $\pm$ 0,1	1,00
50%	83,1 $\pm$ 29,0	94,0 $\pm$ 31,1	0,72	-0,02 $\pm$ 0,1	-0,01 $\pm$ 0,1	0,90
75%	82,9 $\pm$ 28,9	94,5 $\pm$ 30,1	0,65	0,01 $\pm$ 0,1	0,02 $\pm$ 0,1	0,89
100%	81,0 $\pm$ 27,5	93,8 $\pm$ 30,0	0,67	-0,01 $\pm$ 0,1	-0,02 $\pm$ 0,1	0,89
RF						
0%	93,2 $\pm$ 19,5	98,0 $\pm$ 16,7	0,87	-0,03 $\pm$ 0,1	-0,04 $\pm$ 0,1	0,91
25%	83,3 $\pm$ 17,6	90,7 $\pm$ 16,1	0,80	0,02 $\pm$ 0,0	0,03 $\pm$ 0,0	0,90
50%	83,4 $\pm$ 17,9	91,6 $\pm$ 18,7	0,81	0,01 $\pm$ 0,1	0,02 $\pm$ 0,1	0,90
75%	83,8 $\pm$ 17,0	90,6 $\pm$ 17,0	0,79	-0,02 $\pm$ 0,1	-0,03 $\pm$ 0,1	0,89
100%	83,0 $\pm$ 21,8	91,0 $\pm$ 19,7	0,81	-0,02 $\pm$ 0,1	-0,03 $\pm$ 0,1	0,90

Com relação à variância da *Fmed*, conforme se observa na Figura 1, não foram constatadas diferenças estatisticamente significantes em

nenhum dos músculos analisados, nem nos diferentes períodos de tempo, quando comparadas as técnicas STFT e CWT ($P>0,05$).

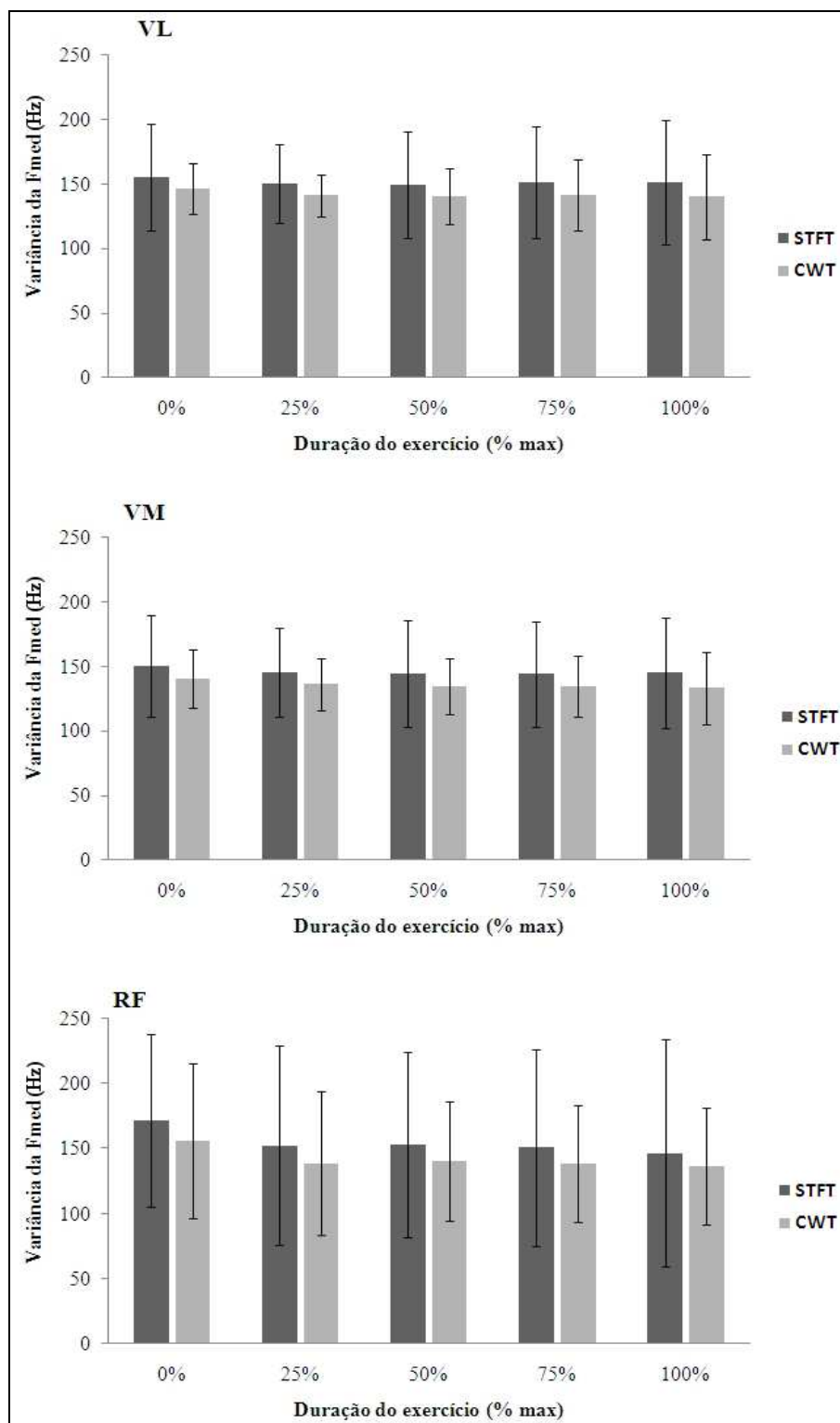


Figura 1 - Valores médios $\pm$ desvio padrão da variância da *Fmed* (Hz) dos indivíduos nos músculos vasto lateral (VL), vasto medial (VM) e reto femoral (RF). (n=14)

DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi comparar as respostas eletromiografadas durante exercício submáximo de carga constante no cicloergômetro utilizando-se dois métodos de análise espectral distintos: STFT e CWT. Desse modo, nossa hipótese não foi confirmada, pois os resultados obtidos com os dois métodos forneceram, essencialmente, a mesma informação fisiológica quanto à fadiga muscular.

Estudos realizados com cicloergômetro em intensidades de esforço máximo e supramáximo têm encontrado diminuição dos valores de *Fmed* do sinal EMG durante a sua realização, com a aplicação tanto da técnica de STFT quanto da de CWT (BONATO et al. 2001; HUNTER et al.,

2003; CARNEIRO et al., 2010; VITOR-COSTA et al., 2010); entretanto, este comportamento não foi constatado em nosso estudo para ambas as técnicas de análise empregadas, uma vez que os valores da *Fmed* do sinal EMG durante a realização de exercício submáximo e os parâmetros de *IFNslp* não foram discrepantes, confirmando assim a ausência de fadiga muscular.

A Figura 2 apresenta o sinal EMG do músculo VL no domínio do tempo, com um total de aproximadamente 65 segundos de duração. A curva escura indica a janela selecionada para o processamento e análise do sinal pelas técnicas STFT e CWT.

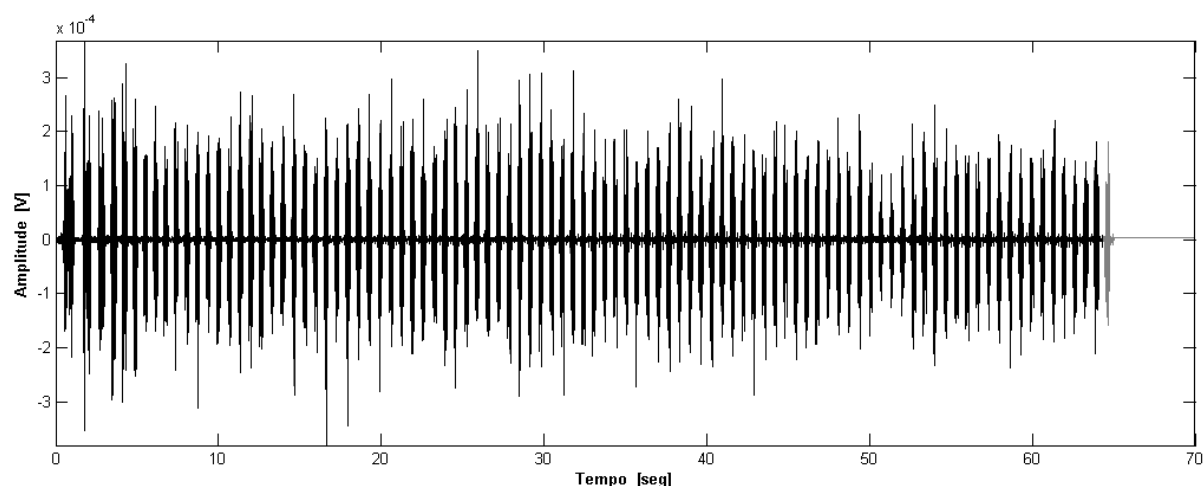


Figura 2 - Sinal EMG original do músculo VL com tempo de processamento de aproximadamente 65 segundos.

As Figuras 3 e 4 ilustram os resultados do processamento do sinal EMG do músculo VL de um voluntário durante exercício submáximo correspondente a 80% do ITmax, no período de tempo de 65 segundos pelas técnicas STFT e CWT, respectivamente.

A Figura 3. *a* apresenta um zoom sobre os primeiros 0,65 segundos do sinal EMG do músculo VL no domínio do tempo. A STFT foi realizada em cada janela de tempo de 0,65 segundos ao longo do sinal. Como resultado, a

Figura 3. *b* apresenta um periodograma típico (PSD - densidade espectral de potência, em dB/Hz), realizado durante o primeiro intervalo de tempo do sinal EMG do músculo VL. Para completar a análise, a figura 3. *c* apresenta a *Fmed* obtida em cada intervalo de 0,65 segundo e a respectiva curva linear prevista para a avaliação da *Fmed*, resultando em:

$$Fmed(t) = -0.0298 \cdot t + 93 \text{ [Hz]}$$

onde *t* é dado em segundos

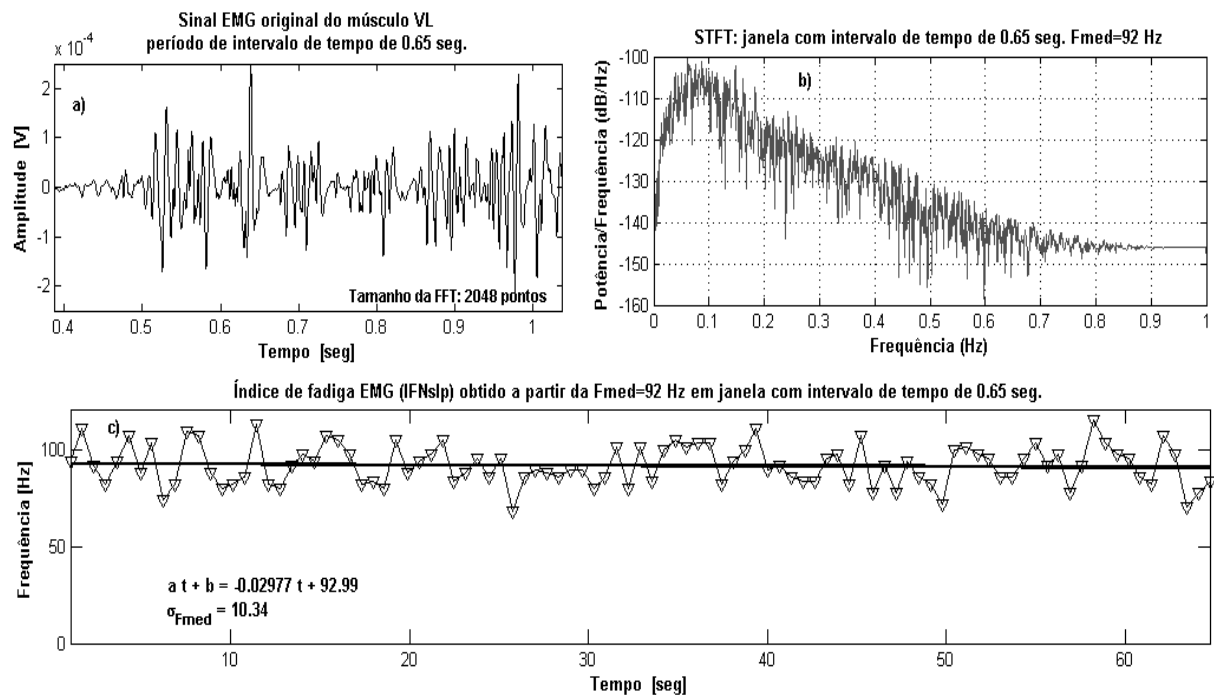


Figura 3 - Processamento do sinal EMG do músculo VL de um voluntário durante exercício submáximo correspondente a 80% do TImax, no período de tempo de 65 segundos pela técnica STFT.

A análise espectral do sinal EMG do músculo VL de um voluntário durante exercício submáximo correspondente a 80% do TImax, no período de tempo de 65 segundos, empregando-se a CWT de *Daubeches* família db4, é representada na Figura 4. A fim de visualizar as mudanças de conteúdo espectral, a figura 4.a apresenta o zoom em mais de período de CWT (opção de contorno), considerando-se a imagem CWT no intervalo de tempo $t \in [2.388; 2.838]$ segundos. Note-se que a representação do contorno do escalograma CWT (C) representa a porcentagem de energia de cada um dos 128 coeficientes Wavelet em um momento específico (em cada amostra de tempo), o qual é obtido por meio do cálculo:

$$C_{\%} = \frac{S}{\sum S_{i,j}} \times 100 \quad [\%], \quad \text{where } S = |\theta * \theta|$$

onde θ é a matriz do coeficientes de CWT db4. Finalmente, a escala de conversão de Wavelet correspondente à pseudofrequência adotada nesta análise é apresentada na Figura 4.b. A fim de comparar as análises espectrais CWT db4 e SFTF, a figura 4.c apresenta a F_{med} em cada intervalo de 0,65 segundo. A curva de ajuste linear para prever a evolução F_{med} obtida pela CWT db4 foi:

$$F_{med}(t) = -0.08648 \cdot t + 99.8 \text{ [Hz]}$$

onde t é dado em segundos

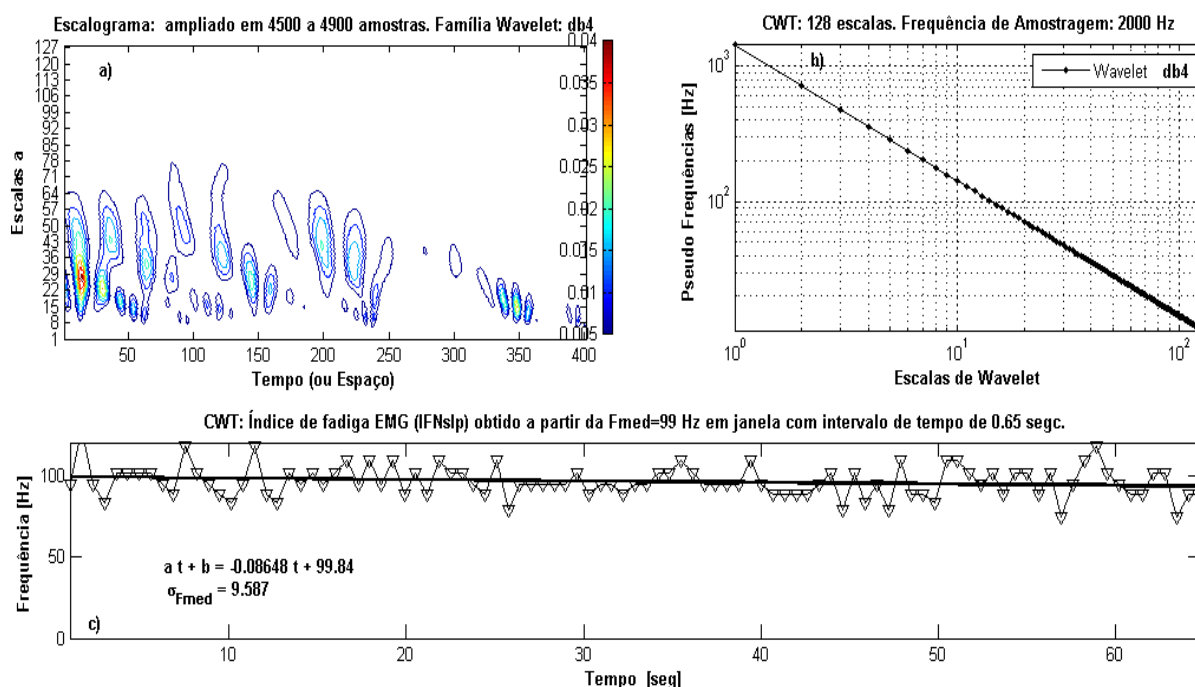


Figura 4 - Processamento do sinal EMG do músculo VL de um voluntário durante exercício submáximo correspondente a 80% do ITmax, no período de tempo de 65 segundos pela técnica CWT db4.

Uma possível explicação para a ausência de diferenças nos valores de F_{med} obtidos por meio de STFT e CWT seria que o efeito das médias no cálculo dos índices de fadiga EMG aumenta a associação entre os resultados obtidos com STFT e CWT (DA SILVA et al., 2008). Em relação à variância da F_{med} , embora em nosso estudo tenha sido observada menor dispersão quando utilizado CWT – portanto, maior variabilidade quando empregada STFT, para todos os músculos, nos diferentes períodos de tempo -, essas diferenças não foram significantes. Diferentemente dos resultados obtidos aqui, Da Silva et al. (2008) mostraram que a CWT apresenta significativamente menor variabilidade dos dados e consequentemente uma melhor precisão da informação quando comparada à STFT. Por outro lado, as diferenças entre nossos resultados e aqueles apresentados em Da Silva et al. (2008) para a variância poderiam ser explicadas pelas diferenças do tipo de exercício (membro inferior vs tronco), grupos musculares avaliados (quadríceps vs extensores do tronco), duração do teste (1122 vs 240 s), e intensidade do exercício (submáximo - 80% Wmax vs 42.5% da contração máxima).

Existe uma discordância na literatura quanto à utilização da STFT nas análises de contrações

musculares dinâmicas, visto que este método de análise assume que os dados sejam estacionários (FLANDERS, 2002). Por outro lado, resultados recentes sobre fadiga muscular durante contrações dinâmicas padronizadas em diferentes grupos musculares mostraram semelhança e eficácia dos dois métodos em informar sobre o comportamento muscular fatigante durante o exercício (SPARTO et al., 1999; HOSTENS et al., 2004; KUMAR et al., 2004; BECK et al., 2005; DA SILVA et al., 2008; SO et al., 2009; CAMATA et al., 2010; DANTAS et al., 2010; VITOR-COSTA et al., 2010). Os resultados do presente estudo, além de serem corroborados por esses estudos posteriores, uma vez que ambos os métodos não identificaram comportamento muscular fatigante, também trazem um novo aspecto de avaliação dos métodos de análise espectral para exercícios submáximos de carga constante no cicloergômetro, o que até o presente não havia sido realizado por outros estudos sobre o assunto.

CONCLUSÃO

Como não foram encontradas diferenças nos parâmetros espectrais do sinal EMG calculados

por meio da STFT e da CWT para avaliação da fadiga muscular, recomenda-se o uso de ambos os métodos quando o alvo é quantificar a fadiga muscular com os indicadores espectrais EMG em exercício submáximo de carga constante no cicloergômetro.

Agradecimentos

Os autores agradecem à Fundação Araucária, à Fapesp (processo 04/12589-0 e 05/00151-2), ao CNPq e a Capes, pelas bolsas de graduação e pós-graduação outorgadas.

EMG SIGNAL SPECTRAL ANALYSIS OF SUPERFICIAL QUADRICEPS MUSCLES DURING CONSTANT LOAD SUBMAXIMAL CYCLING EXERCISE

ABSTRACT

The objective of this study was to investigate possible differences in the EMG signal spectral analysis of the superficial quadriceps muscles, using the techniques short-time Fourier transform (STFT) and continues Wavelet (CWT) db4 type during constant load submaximal cycling exercise. Fourteen male subjects, healthy and physically active (25.8 ± 3.3 years, 82.1 ± 7.3 kg, 181.3 ± 5.5 cm) were submitted to constant load submaximal test (Tcons) with exercise intensity corresponding to 80% of maximum load until voluntary exhaustion. The EMG of the vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM) and rectus femoris (RF) of the right leg were recorded throughout the period of the Tcons to obtain the parameters: median frequency (MF), fatigue index EMG (FISlp) and variance of MF. The results showed no statistically significant differences for the variables MF, FISlp and variance of MF in any of the muscles examined in different time periods, when comparing STFT and CWT ($P > 0.05$). Thus, our findings suggest the use of both analytical techniques in constant load submaximal cycling exercise when the target is to quantify muscle fatigue with EMG spectral indicators.

Keywords: Electromyography. Fourier. Wavelet.

REFERÊNCIAS

- BARRIA, E. A.; JAGADEESH, J. M. Multiresolution estimation of motion using the wavelet transform Proceedings. *Spie*, London, v. 2303, n. 2, p. 542-553, 1994.
- BECK, T. W.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G. O.; WEIR, J. P.; CRAMER J. T.; COBURN, J. W.; MALEK, M. H. Comparison of Fourier and wavelet transform procedures for examining the mechanomyographic and electromyographic frequency domain responses during fatiguing isokinetic muscle actions of the biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Amsterdam, v. 15, n. 2, p. 190-199, 2005.
- BIGLAND-RITCHIE, B.; RICE, C. L.; GARLAND, S. J.; WALSH, M. L. **Task-dependent factors in fatigue of human voluntary contractions**. In: GANDEVIA, S.C. et al. *Fatigue: neural and muscular mechanisms*. New York: Plenum Press, 1995. p. 361-380.
- BONATO, P.; ROY, S. H.; KNAFLITZ, M.; DE LUCA, C. J. Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Gainesville, v. 48, n. 7, p. 745-753, 2001.
- CAMATA, T. V.; LACERDA, T.R.; ALTIMARI, L. R.; BORTOLLOTTI, H.; FONTES, E. B.; DANTAS, J. L.; NAKAMURA, F. Y.; ABRÃO, T.; CHACON-MIKAHIL, M. P.; MORAES, A. C. Association between the electromyographic fatigue threshold and ventilatory threshold. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, Leuven, v. 49, n. 6-7, p. 102-108, 2009.
- CAMATA, T. V.; DANTAS, J. L.; ABRAO, T.; BRUNETTO, M. A.; MORAES, A. C.; ALTIMARI, L. R. Fourier and Wavelet spectral analysis of EMG signals in supramaximal constant load dynamic exercise. *Conference Proceedings IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Buenos Aires, v. 1, n. 1, p. 1364-1367, 2010.
- CARNEIRO, J. G.; GONÇALVES, E.M.; CAMATA, T.V.; ALTIMARI, J. M.; MACHADO, M.V.; BATISTA, A. R.; GUERRA JUNIOR, G.; MORAES, A. C.; ALTIMARI, L.R. Influence of gender on EMG signs of the quadriceps muscles and performance in short-term high-intensity exercise. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, Leuven, v. 50, n.7-8, p. 326-332, 2010.
- DA SILVA, R. A.; LARIVIÈRE, C.; ARSENAULT, A.B.; NADEAU, S.; PLAMONDON A. The comparison of wavelet- and Fourier-based electromyographic indices of back muscle fatigue during dynamic contractions: validity and reliability results. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, Leuven, v. 48, n.3-4, p. 147-162, 2008.
- DANTAS, J.L.; CAMATA, T.V.; BRUNETTO, M.A.; MORAES, A.C.; ABRÃO, T.; ALTIMARI, L.R. Fourier and Wavelet spectral analysis of EMG signals in isometric and dynamic maximal effort exercise. *Conference Proceedings IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Buenos Aires, v. 1, n. 1, p. 5979-5982, 2010.
- DAUBECHIES, I. **Ten lectures on wavelets**, CBMS-NSF conference series in applied mathematics. 1 ed., Ed. SIAM, 1992.

- DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanic**, Newarkv, 13, n. 2, p. 135-163, 1997.
- FLANDERS. M. Choosing a wavelet for single-trial EMG. **Journal of Neuroscience Methods**, Amsterdam, v. 116, n.2, p.165-177, 2002.
- HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 10, n. 5, p. 361-374, 2000.
- HOSTENS I.; SEGHERS J.; SPAEPEN A.; RAMON H. Validation of the wavelet spectral estimation technique in biceps brachii and brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 14, n. 2, p. 205-215, 2004.
- HUG, F.; LAPLAUD, D.; LUCIA, A.; GRELOT, L. Comparison of visual and mathematical detection of the electromyographic threshold during incremental pedaling exercise: a pilot study. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Champaign, v. 20, n. 3, p. 704-708, 2006.
- HUMMEL, A.; LÄUBLI, T.; POZZO, M.; SCHENK, P.; SPILLMANN, S.; KLIPSTEIN, A. Relationship between perceived exertion and mean power frequency of the EMG signal from the upper trapezius muscle during isometric shoulder elevation. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 95, n. 4, p. 321-326, 2005.
- HUNTER, A. M.; STCLAIR GIBSON, A.; LAMBERT, M.I.; NOBBS, L.; NOAKES, T. D. Effects of supramaximal exercise on the electromyographic signal. **British Journal of Sports Medicine**, London, v. 37, n. 4, p. 296-299, 2003.
- KARLSSON, S.; YU, J.; AKAY, M. Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Gainesville, v. 47, n. 2, p. 228-238, 2000.
- KNAFLITZ, M.; BONATO, P. Time-frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 9, n. 5, p. 337-350, 1999.
- KUMAR, D.K.; PAH, N.D.; BRADLEY, A. Wavelet analysis of surface electromyography to determine muscle fatigue. **IEEE Transactions on Neural Systems Rehabilitation Engineering**, Baltimore, v. 11, n. 4, p. 400-406, 2003.
- LÄUBLI, T.; HERMENS, H.; SJØGAARD, G. Neuromuscular assessment of the elderly worker, new: a multidisciplinary European research project. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 96, n. 2, p. 107-109, 2006.
- MACISAAC, D.; PARKER, P.A.; SCOTT, R.N. The short-time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 11, n. 6, p. 439-449, 2001.
- MERLETTI, R.; RAINOLDI, A.; FARINA D. Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. **Exercise and Sports Sciences Reviews**, New York, v. 29, n. 1, p. 20-25, 2001.
- NG, J. K.; RICHARDSON, C. A.; KIPPERS, V.; PARNIANPOUR, M.; BUI, B.H. Clinical applications of power spectral analysis of electromyographic investigations in muscle function. **Manual Therapy**, Edinburgh, v. 1, n. 2, p. 99-103, 1996.
- NYBO, L.; NIELSEN, B. Perceived exertion is associated with an altered brain activity during exercise with progressive hyperthermia. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 91, n. 5, p. 2017-2023, 2001.
- OLIVEIRA. A. D. E. S.; GONCALVES, M. EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Oxford, v. 19, n. 2, p. 295-303, 2009.
- SO, R.C.; NG, J.K.; LAM, R.W.; LO, C.K.; NG, G.Y. EMG Wavelet analysis of quadriceps muscle during repeated knee extension movement. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Hagerstown, v. 41, n. 4, p. 788-796, 2009.
- SPARTO, P.J.; PARNIANPOUR, M.; BARRIA, E.A.; JAGADEESH, J.M. Wavelet analysis of electromyography for back muscle fatigue detection during isokinetic constant-torque exertions. **Spine**, Hagerstown, v. 24, n. 17, p. 1791-1798, 1999.
- TROIANO, A.; NADDEO, F.; SOSSO, E.; CAMAROTA, G.; MERLETTI, R.; MESIN, L. Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale. **Gait Posture**, Oxford, v. 28, n. 2, p. 179-186, 2008.
- VITOR-COSTA, M.; PEREIRA, L.A.; OLIVEIRA. R.S.; PEDRO, R.E.; CAMATA, T.V.; ABRAO, T.; BRUNETTO, M.A.; ALTIMARI, L. R. Fourier and Wavelet spectral analysis of EMG signals in maximal constant load dynamic exercise. **Conference Proceedings IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, Buenos Aires, v. 1, n. 1, p. 4622-4625, 2010.

Recebido em 21/03/2010

Revisado em 19/11/2010

Aceito em 13/02/2011

Endereço para correspondência: Leandro Ricardo Altimari, Departamento de Educação Física – Universidade Estadual de Londrina, Rodovia Celso Garcia Cid, Pr 445 Km 380 - Campus Universitário, Cx. Postal 6001, CEP 86051-990, Londrina-PR. E-mail: altimari@uel.br