

## **Análise multivariada de parâmetros de frequência do sinal eletromiográfico para caracterização do processo de fadiga muscular localizada.**

F. M. Azevedo\*, A. C. Amadio\*\*, N. Alves\*, R. A. Napolitano\*, R. F. N. Filho\*.

\*Laboratório de fisioterapia aplicada ao movimento humano – LAFAMH / FCT-UNESP.

\*\*Laboratório de biomecânica – EEFÉ – USP.

micolis@uol.com.br

**Abstract:** The objective of this study was to test the viability of characterization of the muscular fatigue phenomenon through the multivariate analysis of frequency parameters of the EMG signal. The obtained spectral frequencies were normalized and the components were separate in the 0-400Hz slices with intervals of 20Hz. Their mean values were analyzed through the principal components. The results demonstrate that 30% of the spectral frequencies components of 0-400Hz they are responsible for more than 95% of the total variation in EMG signal when the muscle is fatigued. Such facts support the hypothesis for the development of a tool capable to classify the muscular fatigue condition of a subject during or after the execution of an exercise.

**Palavras-chave:** Eletromiografia, componentes principais, vasto lateral, fadiga muscular, exercício.

### **Introdução**

Especificamente no contexto da biomecânica observam-se estudos que se ocupam em desenvolver metodologias para monitoração e caracterização do fenômeno da fadiga muscular localizada. O fundamento para o desenvolvimento destes métodos reside no entendimento de que alterações no sinal eletromiográfico (EMG) são observadas quando um músculo sustenta um nível de força predeterminado por um período prolongado de tempo. Este comportamento permite verificar a instalação do processo de fadiga muscular através do aumento na amplitude e/ou da diminuição da frequência do sinal EMG gerado através de contrações dinâmicas ou isométricas [1-5].

A correlação de parâmetros de frequência do sinal EMG com o tempo de duração do exercício, através de regressão linear, configura um dos índices mais utilizados para identificação da fadiga muscular localizada. Uma simples análise do Coeficiente de Inclinação (CI) dos ajustes possibilita inferências em relação à instalação do processo de fadiga no músculo monitorado. A frequência mediana ( $F_{med}$ ) extraída do espectro de frequência do sinal EMG constitui a variável usualmente empregada para este fim [4, 6-10].

Porém, sabe-se que a alta variabilidade da frequência mediana pode comprometer a reprodutibilidade da monitoração do processo de fadiga muscular. Este fato representa uma limitação

metodológica que inviabiliza, até o presente momento, a validação de um método não invasivo, de aplicação clínica, capaz de avaliar a condição muscular de um sujeito [11].

Entende-se que a  $F_{med}$  é um indicador da densidade do espectro do sinal EMG que, no caso do uso de eletrodos de superfície, vai de 20 a 500Hz. Esta característica permite inferir que sua sensibilidade a pequenas modificações em bandas de frequência específicas é baixa. Também, alterações de mesma magnitude em diferentes bandas podem não alterar a densidade do espectro, fazendo com que o valor da  $F_{med}$  permaneça inalterado, mesmo que o processo de fadiga esteja instalado. Assim, a análise do comportamento da  $F_{med}$  sugere uma redundância de informação considerando-se que as bandas de frequência que compõe o espectro são os parâmetros que determinam a sua posição [2].

A análise dos componentes principais (CP) é um método estatístico aplicado para a redução de parâmetros. A partir deste procedimento é possível identificar grupos de parâmetros com características semelhantes, identificando aqueles que apresentam maior participação na variância total da amostra.

Neste contexto, o objetivo deste estudo foi testar a viabilidade da caracterização do fenômeno da fadiga muscular por meio da seleção, via CP, de faixas de frequência que apresentam uma contribuição significativa na alteração do sinal EMG monitorado de músculos em diferentes modalidades de exercícios.

### **Materiais e Métodos**

#### **Grupo amostral**

Foram selecionados 15 sujeitos, do gênero masculino, idade:  $22 \pm 2.6$  anos; altura:  $175 \pm 4.6$  cm; massa:  $76 \pm 4.7$  kg. Na amostra foram excluídos os sujeitos que apresentaram alguma desordem neuromuscular e/ou articular, no membro inferior dominante, em um período inferior a 18 meses. O membro dominante foi determinado baseando-se na preferência do sujeito em realizar um gesto de chute [12]. Todos os sujeitos assinaram termo de consentimento e os procedimentos experimentais foram analisados pela comissão de ética local.

### Protocolo experimental

Para a coleta dos sinais EMG da porção do Vasto Lateral (VL) os eletrodos de captação foram posicionados seguindo-se as orientações de DeLuca [13].

Após a familiarização com os equipamentos os sujeitos foram submetidos a três protocolos de teste com modalidades diferentes de exercício: i) isométrico (EI); ii) dinâmico com carga fixa (EDCF); iii) dinâmico em um cicloergômetro (EDC). Para o teste EI e EDC o exercício foi realizado com carga de 30% do máximo e para a modalidade EDC a carga foi de 80%. Os sujeitos foram instruídos a executar os exercícios, sustentando as respectivas cargas, até a exaustão. Considerou-se como máximo de cada sujeito a carga determinada a partir da Contração Voluntária Isométrica Máxima, do teste de 3 Repetições Máximas e do  $VO_2$  máximo respectivamente para a modalidade EI, EDC e EDC. Entre os protocolos de teste foi respeitado um intervalo de no mínimo 48 horas.

Os protocolos EI e EDC foram realizados em uma mesa extensora marca VITTALY®, modelo *convergent*®. Para a execução do protocolo EDC foi utilizada uma bicicleta marca KIKOS®, modelo *CARDIOTEST*®, com sistema micro-processado de frenagem eletromagnética.

### Instrumentação

Para a aquisição do sinal EMG foi utilizado 1 par de eletrodos de superfície, modelo Meditrace® da marca 3M®, com superfícies de captação de AgCl com 10mm de diâmetro.

A monitoração da posição angular da articulação do joelho durante o EDC foi realizada através de um potenciômetro linear de precisão acoplado a mesa extensora e utilizado como um eletrogoniômetro. Durante o EI a monitoração da força aplicada pelo sujeito foi feita através de uma célula de carga, modelo MM da marca Kratos®.

Os sinais foram captados em um módulo condicionador de sinais da marca LYNX®, modelo BIO EMG 1000. Neste módulo três canais para a aquisição de sinais EMG foram configurados com um filtro digital passa banda frequência de corte de 20 e 500Hz, além de ganho final de 1000 vezes. Dois canais foram configurados para a aquisição dos sinais provenientes da célula de carga e eletrogoniômetro. A frequência de amostragem para todos os canais foi de 4000Hz.

### Processamento dos sinais

Os sinais EMG coletados nos exercícios em cada modalidade foram processados através de um algoritmo desenvolvido em ambiente MatLab®. Através da transformada discreta de Fourier os espectros de potência dos sinais EMG da modalidade EI foram calculados a cada 1000ms com sobreposição de 500ms.

Na modalidade EDC utilizou-se como parâmetro para o cálculo do espectro os sinais contidos entre 80 e 30 graus de extensão do joelho, referenciado pelo eletrogoniômetro. Para os sinais EMG coletados no protocolo EDC o parâmetro para o cálculo do espectro foi o início e o final da contração referenciadas através de algoritmo específico[14].

Na etapa seguinte os espectros foram normalizados através da derivação de sua função de distribuição espectral (FDS). Após a normalização da amplitude, as bandas de frequência foram tomadas na faixa de 0-400Hz com intervalos de 20Hz. Entende-se que nesta faixa as variações do espectro são mais evidentes entre o início do exercício e o momento de exaustão.

Os valores médios espectrais das bandas separadas foram calculados e tabulados em uma matriz conforme padrão usado no método de cálculo dos CP. Esta análise baseou-se: i) na contribuição de cada banda (componente) na variação total da amostra; ii) na projeção gráfica dos valores (*scores*) dos dois primeiros componentes principais, para observação qualitativa das bandas que melhor diferenciam os dois momentos testados (início do exercício e exaustão).

## Resultados

### Protocolo de exercício isométrico (EI)

Uma diferença mais acentuada entre o início do exercício e o momento de exaustão pode ser observado, na figura 1, para seis bandas selecionadas: 0-20Hz, 20-40Hz, 40-60Hz, 60-80Hz, 80-100Hz e 100-120Hz. Quanto maior a distância entre os pares de bandas (seta) maior a contribuição do componente de frequência para a variação total do espectro na faixa analisada de 0-400Hz. Nesta modalidade de exercício os CPs relativos as bandas selecionadas indicam que elas são responsáveis por aproximadamente 98% da variação total do espectro entre, entre o início e a condição de exaustão.

### Protocolo de exercício dinâmico com carga fixa (EDCF)

Observa-se na figura 2 que os CPs relativos as quatro bandas de 20-40Hz, 40-60Hz, 60-80Hz e 80-100Hz, indicam que elas são responsáveis por 96% da variação total do espectro entre 0-400Hz comparando-se uma situação no início e fim do exercício.

### Protocolo de exercício dinâmico no cicloergômetro (EDC)

A figura 3 apresenta o comportamento das bandas isoladas em um momento no início e no final do exercício. Os CPs relativos as cinco bandas selecionadas, 40-60Hz, 60-80Hz, 80-100Hz são responsáveis por 87% da variação total do espectro entre 0-400Hz comparando-se uma situação no início e fim do exercício. Ressalta-se que que as distâncias

(setas), entre os pares de bandas, são menores se comparados as modalidades de exercício anteriores.

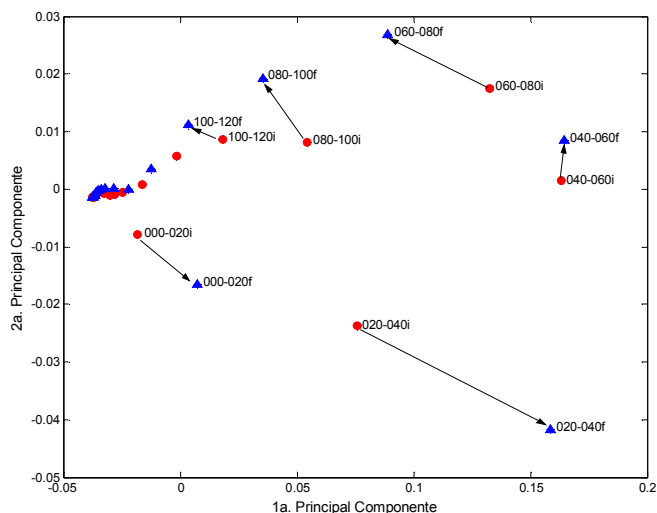


Figura 1- Projeção gráfica dos valores (*componente scores*) dos dois primeiros CPs no protocolo EI, os índices *i* e *f* correspondem as bandas selecionadas no início e no final do exercício, respectivamente.

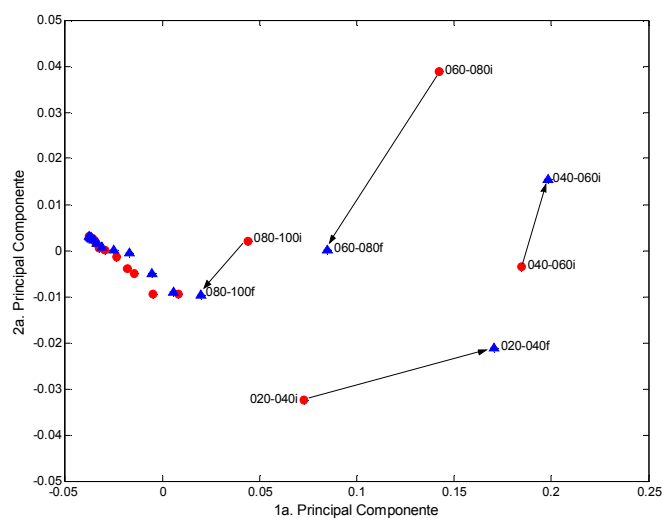


Figura 2- Projeção gráfica dos valores (*componente scores*) dos dois primeiros CPs no protocolo EDCF, os índices *i* e *f* correspondem as bandas selecionadas no início e no final do exercício, respectivamente.

### Discussão e considerações finais

Tem-se como fundamento para análise proposta neste estudo, o entendimento de alguns autores que sugerem que determinadas características ligadas aos mecanismos de controle motor podem ser avaliadas através da monitoração do comportamento de específicas bandas que compõe o espectro de frequência do sinal EMG. Neste sentido, pode-se inferir que determinadas bandas de frequência podem apresentar

uma sensibilidade maior aos fatores fisiológicos que determinam a instalação do processo de fadiga muscular. E, conseqüentemente, sua análise isolada pode representar uma forma mais precisa de caracterização deste processo [15-16].

Resumidamente, os resultados obtidos no presente estudo demonstram que na modalidade de exercício isométrico ocorre uma maior diferenciação, entre o início do exercício e o momento de exaustão, para as bandas de frequência entre 20 e 120Hz. Já para a modalidade de exercício isotônico esta diferenciação ocorre de forma mais acentuada para as bandas entre 20 e 100Hz. Quando se observa os resultados para o exercício no ergômetro aparece uma maior diferenciação entre os momentos do exercício na faixa de 40 e 100Hz. Porém esta diferença é mais discreta em relação às outras duas modalidades de exercício.

Estes resultados sugerem, por exemplo, que a melhora de indicadores como o Limiar de Fadiga Eletromiográfico (**LFE**), estaria associada à monitoração do espectro determinado pelas bandas que apresentam maior diferenciação. Acredita-se que mesmo na modalidade de exercício no ergômetro, no qual análises demonstraram que parâmetros de frequência do sinal EMG não representam um bom indicador, poderia haver uma melhora dos resultados partindo-se do pressuposto apresentado [15-16].

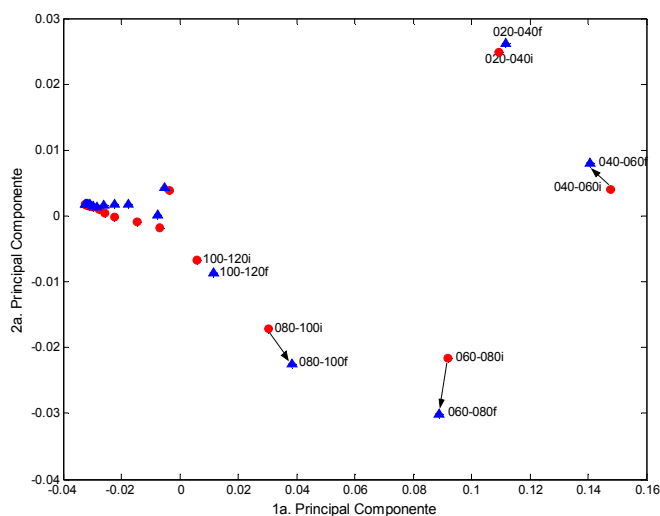


Figura 3- Projeção gráfica dos valores (*componente scores*) dos dois primeiros CPs no protocolo EDC, os índices *i* e *f* correspondem as bandas selecionadas no início e no final do exercício, respectivamente.

### Agradecimentos

Agradecemos o suporte financeiro da Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP – através do processo n°. 04/01061-4.

### Referências

- [1] Devries HA, Moritani T, Nagata A, Magnussen K. (1982) "The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data". *Ergonomics*, v.25, n. 9, p. 783-91.
- [2] Merletti R, Loconte LR, Orizio C. (1991) "Indexes of muscle fatigue". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.1, n. 1, p. 20-33.
- [3] Moritani T, Takaishi T, Matsumoto T. (1993) "Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold". *Journal Applied Physiology*, v.74, n. 4, p. 1729-34.
- [4] Pavlat DJ, Housh TJ, Johnson GO, Schmidt RJ, Eckerson JM. (1993) "An examination of the electromyographic fatigue threshold test ". *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v.67, n. 4, p. 305-8.
- [5] Pavlat DJ, Housh TJ, Johnson GO, Eckerson JM. (1995) "Electromyographic responses at the neuromuscular fatigue threshold". *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, v.35, n. 1, p. 31-7.
- [6] Merletti R, LoConte LR. (1997) "Surface EMG signal processing during isometric contractions". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.7, n. 4, p. 241-50.
- [7] Baratta RV, Solomonow M, Zhou BH, Zhu M. (1998) "Methods to reduce the variability of EMG power spectrum estimates". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.8, n. 5, p. 279-85.
- [8] Mello EM, Artero AO, Alves N, Azevedo FM, Ota LS, Filho RFN. (2007) "Visualização exploratória de parâmetros de eletromiografia relevantes para diferenciar contrações isométricas". *Revista Brasileira de Biomecânica*, v.8, n. 15, p. 74-81.
- [9] Mochizuki L, Bianco R, Brandina K, Serrão JC, Amadio AC. (2007) "Análise multivariada de variáveis biomecânicas na locomoção". *Revista Brasileira de Biomecânica*, v.8, n. 15, p. 48-53.
- [10] Mello EM, Alves N, Azevedo FM, Ota LS, Filho RFN. (2008) "Avaliação de parâmetros eletromiográficos em diferentes ações musculares durante contrações isométricas submáximas". *Revista Brasileira de Biomecânica*, v.9, n. 16, p. 47-54.
- [11] Kellis E, Katis A. (2008) "Reliability of EMG power-spectrum and amplitude of the semitendinosus and biceps femoris muscles during ramp isometric contractions". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.18, n. 3, p. 351-8.
- [12] Ebersole KT, Housh TJ, Johnson GO, Evetovich TK, Smith DB, Perry SR. (1999) "MMG and EMG responses of the superficial quadriceps femoris muscles". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.9, n. 3, p. 219-27.
- [13] De Luca CJ. (1997) "The use of surface electromyography in biomechanics. / Utilisation de l' electromyographie de surface en biomecanique". *Journal of Applied Biomechanics*, v.13, n. 2, p. 135-63.
- [14] Di Fabio RP. (1987) "Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity". *Physical Therapy*, v.67, n. 1, p. 43-8.
- [15] Perry SR, Housh TJ, Weir JP, Johnson GO, Bull AJ, Ebersole KT. (2001) "Mean power frequency and amplitude of the mechanomyographic and electromyographic signals during incremental cycle ergometry". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.11, n. 4, p. 299-305.
- [16] Pringle JSM, Jones AM. (2002) "Maximal lactate steady state, critical power and EMG during cycling". *European Journal of Applied Physiology*, v.88, n. 3, p. 214-26.