

O limiar de fadiga eletromiográfico: uma análise qualitativa a partir de parâmetros de frequência do sinal EMG.

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 – EEFE – USP.

micolis@uol.com.br

Abstract: The objective of the present study is to establish a qualitative analysis of application of the Median Frequency (F_{med}) of electromyographic signal as an indicator of the localized muscle fatigue, in different modalities of exercises and different loads. The values of F_{med} were correlated with the time of duration of the exercises, through linear regression, and the following parameters were considered for the analyses: i) inclination coefficient; ii) the correlation coefficient; iii) the "p" value for the "t" test of the inclination coefficient of the adjustments. The results suggest that the use of F_{med} to determination of Electromyographic Fatigue Threshold is viable in protocols that use isometric and dynamic exercises with fixed load.

Palavras-chave: eletromiografia, frequência mediana, fadiga muscular, quadríceps.

Introdução

Encontram-se na literatura especializada várias definições e interpretações relacionadas ao fenômeno da fadiga muscular. Especificamente no contexto da biomecânica observam-se estudos que se ocupam em desenvolver metodologias para a obtenção de índices capazes de prever a condição muscular de um sujeito durante a execução de um exercício [1, 2].

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 do sinal e/ou da alteração no comportamento das componentes frequências do espectro do sinal EMG gerado através de contrações dinâmicas ou isométricas [3, 4].

A correlação dos parâmetros temporais ou 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 por meio do sinal EMG. Uma simples análise do Coeficiente de Inclinação (CI) dos ajustes possibilita inferências em relação à instalação do processo de fadiga no músculo monitorado [5, 6].

Outro método também baseado na mesma relação é a determinação do Limiar de Fadiga Eletromiográfico (LFE). O LFE pode ser entendido como uma intensidade de exercício crítica, que ao ser executada por um sujeito não provoca alterações nos parâmetros temporais e/ou de frequência do sinal EMG monitorado [7-9]. Estudos demonstram que este método apresenta um grande potencial de aplicação nas áreas da ciência do esporte e da saúde. Contudo verifica-se na literatura uma grande quantidade de estudos publicados, abordando esta temática, paradoxalmente a pouca informação conclusiva produzida [7-9].

Este fato pode ser explicado pela complexidade do método, principalmente no que se relaciona a escolha e ao ajuste adequado dos parâmetros do exercício utilizado para induzir o sujeito a fadiga e do algoritmo para processamento do sinal EMG monitorado. Constata-se que a discussão em torno desta temática é de fundamental importância uma vez que estes parâmetros irão determinar o grau de confiabilidade do LFE calculado. Na literatura especializada são encontradas, por exemplo, apenas discussões relacionadas à análise qualitativa de índices extraídos de parâmetros temporais, do sinal EMG, utilizados na determinação do LFE [10, 11].

Poucos são os registros que demonstram a viabilidade no uso de parâmetros de frequência do sinal EMG para a determinação do LFE. Entretanto existe consenso quanto ao seu potencial de aplicação. Dentro deste contexto, o presente estudo pretende estabelecer uma discussão relacionada à aplicação da Frequência Mediana (F_{med}), do sinal EMG, como um indicador de fadiga. Baseando-se em uma análise qualitativa do comportamento deste parâmetro quando monitorado durante diferentes modalidades de exercícios e cargas distintas.

Materiais e Métodos

Grupo amostral

Foram selecionados 15 sujeitos, do sexo masculino, idade: 22 ± 2.6 anos; altura: 175 ± 4.6 cm; massa: 76 ± 4.7 kg. Na amostra foram excluídos os sujeitos que apresentaram alguma desordem neuromusculares e/ou articulares, 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]. Os procedimentos foram analisados pela comissão de ética da FCT-UNESP processo número 114/2006.

Protocolo experimental

Para a coleta dos sinais EMG das porções do Reto Femoral (**RF**), Vasto Medial (**VMO**) e Vasto Lateral (**VL**) os eletrodos foram posicionados seguindo-se as orientações de DeLuca [3].

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**). Cada teste consistiu na execução de quatro séries de exercício. Para o teste EI e EDCF as séries de exercício foram realizadas com cargas aleatórias de 15, 30, 45 e 60% do máximo e para a modalidade EDC as cargas foram de 70, 80, 90 e 100%. 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, EDCF e EDC. Entre as séries de exercício foi respeitado um intervalo de 20 minutos e entre os protocolos de teste um intervalo de no mínimo 48 horas.

Os protocolos EI e EDCF foram realizados em uma mesa extensora marca VITALY®, 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 foram utilizados 3 pares 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 EDCF foi realizada através de um potenciômetro linear de precisão acoplado a mesa extensora que serviu 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 em cada uma das 4 séries de exercício de cada modalidade foram processados através de um algoritmo desenvolvido em ambiente MatLab®. A F_{med} dos sinais EMG da modalidade EI foram calculados a cada 1000ms com sobreposição de 500ms. Na modalidade EDCF utilizou-se como parâmetro para o cálculo da F_{med} 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 da F_{med} foi o início e o final da contração referenciadas através de algoritmo específico [13].

Os valores de F_{med} foram correlacionados com o tempo de duração de cada uma das séries de exercícios, nas diferentes modalidades, através de regressão linear, com o objetivo de se obter os seguintes parâmetros considerados para as análises: i) coeficiente de inclinação; ii) o coeficiente de correlação (**r**); iii) o “**p**” valor para o teste “**t**” do CI dos ajustes.

Resultados

As tabelas 1, 2 e 3 apresentam os valores dos parâmetros considerados para a análise qualitativa do comportamento da F_{med} durante os exercícios nas quatro cargas de cada um dos três protocolos de teste.

Na tabela 1, que apresenta os resultados do protocolo EI, analisando-se o **r** observa-se que existe a tendência na melhora da associação entre a F_{med} e o tempo de exercício, à medida que a carga aumenta. Mesmo os valores mínimos de **r** indicam melhor correlação entre as variáveis nas cargas mais altas (45 – 60%). A porção do RF foi a que apresentou, em média, a melhor correlação para todas as cargas.

Tabela 1 - Parâmetros considerados para a análise qualitativa dos ajustes lineares das F_{med} no protocolo EI.

| | Carga 15% | | | | Carga 30% | | | | Carga 45% | | | | Carga 60% | | | |
|------------|----------------|---------------|-----------------|--------|----------------|---------------|-----------------|--------|----------------|---------------|-----------------|--------|----------------|---------------|-----------------|--------|
| | Correlação (r) | | Inclinação (CI) | | Correlação (r) | | Inclinação (CI) | | Correlação (r) | | Inclinação (CI) | | Correlação (r) | | Inclinação (CI) | |
| | m(sd) | Max./min. | m(sd) | P<0.05 | m(sd) | Max./min. | m(sd) | P<0.05 | m(sd) | Max./min. | m(sd) | P<0.05 | m(sd) | Max./min. | m(sd) | P<0.05 |
| RF | 0.58 ±0.16 | 0.80/ 0.26 | -0,1 ±0,04 | 100% | 0.76 ±0.13 | 0.92/ 0.51 | -0,21 ±0,1 | 94% | 0.83 ±0.08 | 0.92/ 0.64 | -0,34 ±0,13 | 94% | 0.84 ±0.12 | 0.96/ 0.46 | -0,47 ±0,19 | 94% |
| VMO | 0.44 ±0.24 | 0.87/ 0 | -0,08 ±0,09 | 80% | 0.58 ±0.26 | 0.87/ 0.04 | -0,16 ±0,15 | 87% | 0.63 ±0.22 | 0.92/ 0.07 | -0,24 ±0,25 | 87% | 0.77 ±0.13 | 0.91/ 0.33 | -0,38 ±0,22 | 87% |
| VL | 0.46 ±0.26 | 0.79/ 0 | -0,07 ±0,05 | 74% | 0.57 ±0.25 | 0.87/ 0 | -0,16 ±0,16 | 94% | 0.62 ±0.22 | 0.89/ 0.13 | -0,18 ±0,1 | 80% | 0.70 ±0.17 | 0.96/ 0.27 | -0,24 ±0,22 | 87% |

O r dos resultados do protocolo EDCF (Tabela 2) também indica a tendência na melhora da associação entre a F_{med} e o tempo de exercício, à medida que a carga aumenta. Entretanto, estes valores são ligeiramente maiores do que os observados no protocolo EI principalmente nas cargas 45 e 60%. Já a quantidade de ajustes cuja inclinação não se diferenciou significativamente de zero ($p < 0.05$), foi superior ao protocolo EI.

No que se refere à primeira situação, os resultados deste estudo demonstram que o EI e o EDCF foram as modalidades que apresentaram a maior quantidade de ajustes com inclinação negativa diferente de zero, em média 88% e 78% respectivamente. É importante ressaltar que nestas duas situações de exercício os ajustes com $p > 0.05$ concentraram-se na carga mais baixa (15%). Ainda, quando o comportamento dos coeficientes de correlação é analisado, observa-se que a associação entre as variáveis ajustadas melhora à medida que o nível de carga aumenta.

TABELA 2 - Parâmetros considerados para a análise qualitativa dos ajustes lineares das F_{med} no protocolo EDCF.

| | Carga 15% | | | | Carga 30% | | | | Carga 45% | | | | Carga 60% | | | |
|-----|----------------|---------------|-----------------|--------|----------------|---------------|-----------------|--------|----------------|---------------|-----------------|--------|----------------|---------------|-----------------|--------|
| | Correlação (r) | | Inclinação (CI) | | Correlação (r) | | Inclinação (CI) | | Correlação (r) | | Inclinação (CI) | | Correlação (r) | | Inclinação (CI) | |
| | m(sd) | Max./min. | m(sd) | P<0.05 | m(sd) | Max./min. | m(sd) | P<0.05 | m(sd) | Max./min. | m(sd) | P<0.05 | m(sd) | Max./min. | m(sd) | P<0.05 |
| RF | 0.46 ±0.24 | 0.86/ 0 | -0.25 ±0.41 | 73% | 0.66 ±0.16 | 0.89/ 0.30 | 0.41 ±0.31 | 93% | 0.70 ±0.17 | 0.92/ 0.38 | -0.73 ±0.85 | 87% | 0.68 ±0.27 | 0.94/ 0.09 | -0.81 ±0.8 | 73% |
| VMO | 0.43 ±0.27 | 0.93/ 0.08 | -0.20 ±0.25 | 70% | 0.56 ±0.23 | 0.90/ 0.05 | -0.30 ±0.19 | 87% | 0.58 ±0.27 | 0.94/ 0 | -0.54 ±0.43 | 73% | 0.61 ±0.23 | 0.97/ 0.24 | -0.67 ±0.47 | 70% |
| VL | 0.48 ±0.17 | 0.79/ 0.17 | -0.19 ±0.20 | 87% | 0.55 ±0.23 | 0.84/ 0.06 | -0.29 ±0.16 | 80% | 0.65 ±0.21 | 0.93/ 0.17 | -0.51 ±0.43 | 87% | 0.65 ±0.13 | 0.84/ 0.38 | -0.63 ±0.22 | 80% |

No protocolo EDC observa-se que os valores médios de r são extremamente baixos (Tabela 3), principalmente se comparados aos valores dos protocolos EI e EDCF. Neste teste a porção do RF foi a que apresentou os piores ajustes. Já a quantidade de ajustes cuja inclinação não se diferenciou significativamente de zero ($p < 0.05$), foi em média de 34%. Este valor é 21% maior que no EI e 14% maior que no ECDF.

Este comportamento pode ser justificado considerando que, para alguns sujeitos da amostra, o nível de carga 15% corresponde a um valor próximo ao LFE e também que nesta intensidade de carga espera-se pouca associação entre a F_{med} e o tempo de exercício [10].

Na modalidade EDC a quantidade de ajustes com inclinação diferente de zero foi em média de 65%.

TABELA 3 - Parâmetros considerados para a análise qualitativa dos ajustes lineares das F_{med} no protocolo EDC.

| | Carga 70% | | | | Carga 80% | | | | Carga 90% | | | | Carga 100% | | | |
|-----|----------------|---------------|------------------|--------|----------------|---------------|------------------|--------|----------------|---------------|------------------|--------|----------------|---------------|------------------|--------|
| | Correlação (r) | | Inclinação (CI) | | Correlação (r) | | Inclinação (CI) | | Correlação (r) | | Inclinação (CI) | | Correlação (r) | | Inclinação (CI) | |
| | m(sd) | Max./min. | m(sd) | P<0.05 | m(sd) | Max./min. | m(sd) | P<0.05 | m(sd) | Max./min. | m(sd) | P<0.05 | m(sd) | Max./min. | m(sd) | P<0.05 |
| RF | 0.08 ±0.07 | 0.27/ 0 | 0 ±0.005 | 53% | 0.12 ±0.08 | 0.26/ 0 | -0.002 ±0.007 | 53% | 0.16 ±0.12 | 0.34/ 0 | -0.001 ±0.015 | 66% | 0.16 ±0.12 | 0.44/ 0 | -0.003 ±0.023 | 60% |
| VMO | 0.13 ±0.10 | 0.35/ 0 | -0.002 ±0.01 | 70% | 0.18 ±0.13 | 0.47/ 0.03 | -0.009 ±0.015 | 73% | 0.21 ±0.13 | 0.55/ 0.05 | -0.013 ±0.019 | 73% | 0.21 ±0.16 | 0.52/ 0 | -0.036 ±0.031 | 60% |
| VL | 0.11 ±0.08 | 0.26/ 0.02 | -0.002 ±0.008 | 60% | 0.17 ±0.12 | 0.33/ 0 | -0.006 ±0.009 | 74% | 0.23 ±0.17 | 0.54/ 0.02 | -0.018 ±0.02 | 66% | 0.29 ±0.11 | 0.42/ 0.09 | -0.041 ±0.029 | 80% |

Discussão e Considerações Finais.

Entende-se que o nível de associação entre as variáveis ajustadas é fator determinante na sua relação com o fenômeno da fadiga muscular. Para compor a determinação do LFE um ajuste deve contemplar duas situações: i) apresentar uma inclinação significantemente menor que zero ($p < 0.05$); ii) o coeficiente de correlação deve indicar uma razoável associação entre as variáveis ajustadas [4, 8].

Quanto ao coeficiente de correlação, observam-se baixos níveis de associação entre a F_{med} e o tempo de exercício, mesmo nas cargas mais altas ($0.14 < r < 0.22$). Ainda nesta modalidade de exercício Pavlat [14], monitorando o RMS do sinal EMG, apresentou 100% de ajustes diferentes de zero ($p < 0.05$) em seus resultados. Enquanto que Pringle [15], monitorando a integração do sinal EMG, não conseguiu determinar o LFE para 50% de seus sujeitos devido a problemas com a qualidade dos ajustes nos testes de fadiga.

Os resultados apresentados neste estudo, permitem inferir que as alterações no espectro de frequência do sinal EMG são menos sensíveis aos processos que levam a fadiga muscular na modalidade de exercício no ergômetro. PERRY [16] reforça este entendimento demonstrando em seu estudo a dissociação entre os indicadores no domínio do tempo e da frequência, para a porção do VL em um teste de fadiga no ergômetro. Seus resultados apresentam valores de r para os ajustes da F_{med} e RMS, respectivamente, de 0.02 e 0.72. É fato que a monitoração da F_{med} nesta modalidade de exercício necessita ser mais bem explorada sendo, predominante na literatura, o uso de indicadores no domínio do tempo para a monitoração do processo de fadiga e determinação do LFE [4, 8, 14].

De maneira geral, observa-se uma melhor qualidade dos ajustes nos protocolos EI e EDCF. Este fato sugere que o uso da F_{med} no processo de determinação do LFE é viável em protocolos que usam exercícios isométricos e dinâmicos com carga fixa. Também é importante ressaltar que o desenvolvimento do método para determinação do LFE, baseado no uso de parâmetros de frequência do sinal EMG, representa um amplo campo de trabalho ainda pouco explorado na literatura especializada.

Agradecimentos

Agradecemos o suporte financeiro da Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP – através do processo nº. 04/01061-4.

Referências

- [1] Silva SRDd, Gonçalves M. (2006) "Dynamic and isometric protocols of knee extension: effect of fatigue on the EMG signal". *Electromyography clinical neurophysiology*, n. 46, p. 35-42.
- [2] Oliveira AdSC, Gonçalves M. (2007) "EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: Effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, doi:10.1016/j.jelekin.2007.07.008.
- [3] De Luca CJ. (1997) "The use of surface electromyography in biomechanics. / Utilisation de l' electromyographie de surface en biomechanique". *Journal of Applied Biomechanics*, v.13, n. 2, p. 135-63.
- [4] 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.
- [5] Merletti R, Loconte LR, Orizio C. (1991) "Index of muscle fatigue". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.1, n. 1, p. 20-33.
- [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] Devries HA, Moritani T, Nagata A, Magnussen K. (1982) "The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyography data". *Ergonomics*, v.25, n. 9, p. 783-91.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] 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.
- [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, O'Connor KM, Wier AP. (2006) "Mechanomyographic and electromyographic responses to repeated concentric muscle actions of the quadriceps femoris". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.16, n. 2, p. 149-57.
- [13] 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.
- [14] 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.
- [15] 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.
- [16] 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.