

## **Análise da frequência mediana do sinal eletromiográfico para caracterização do grau de espasticidade muscular.**

R. A. Napolitano\*, H. U. Kuriki\*\*, F. M. Azevedo\*, A. C. Carvalho\*, N. Alves\*, R. F. N. Filho\*.

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

\*\* Programa de pós-graduação interunidades em bioengenharia – EESC / IQSC / FMRP - USP.

raquelnapo@hotmail.com

**Abstract: The objective of the present study was to investigate the correlation among the Median Frequency ( $F_{med}$ ), of the electromyographic signal, and the different degrees of muscle spasticity. The EMG signs were captured of the extensor carpi ulnaris muscle through the execution of active movements of fist extension. Significant differences were not observed in the comparison of the mean values of  $F_{med}$  between the spasticity degrees and the affected side and no affected. The data presented associates to the low correlation between the spasticity degree and  $F_{med}$ , more their methodological limitations suggest that this indicator cannot be representative of the phenomenon that it intend to characterize.**

**Palavras-chave:** eletromiografia, frequência mediana, espasticidade, acidente vascular cerebral.

### **Introdução**

A espasticidade muscular é a seqüela mais comum que surge após uma lesão do sistema nervoso central, decorrente, por exemplo, de um acidente vascular cerebral (AVC). Ela implica em comprometimento do controle motor voluntário, interferindo de forma importante na execução das atividades de vida diária do sujeito. Devido a sua importância clínica, inúmeras técnicas terapêuticas foram desenvolvidas com o objetivo de tratar o estado espástico do músculo. Porém o uso destas técnicas está condicionado à avaliação do grau de espasticidade que o sujeito apresenta [1,2].

Existem vários métodos para a determinação do grau de espasticidade muscular, subdivididos basicamente em subjetivos e objetivos. Os primeiros correspondem a escalas baseadas em questionários como, por exemplo, a escala de Ashworth modificada (EAm), que constitui uma das mais utilizadas no ambiente clínico. Os métodos objetivos são aqueles que fornecem dados quantitativos, geralmente relacionados a indicadores biomecânicos do movimento. Como estes métodos são baseados em medidas, eles apresentam uma redução bastante significativa da subjetividade predominante nas escalas baseadas em observações e/o entrevistas [2, 3].

Os indicadores biomecânicos utilizados para caracterização da espasticidade muscular são obtidos por meio de variáveis cinéticas, dinâmicas e eletromiográficas. Neste contexto, a análise do sinal eletromiográfico (EMG) tem servido de base para alguns estudos que abordam esta temática. Isso porque, entende-se que o sinal EMG reflete diretamente os fenômenos neuro-musculares ocasionados pela lesão do sistema nervoso central [4].

Trabalhos recentes baseados na análise de parâmetros temporais do sinal EMG sugerem a viabilidade desta ferramenta para a caracterização do grau de espasticidade muscular. Porém, são preliminares e de metodologias conflitantes. É consenso que existe um grande potencial para a melhora dos métodos propostos, principalmente, no que se refere a exploração de variáveis do sinal EMG, uma vez, que apenas variáveis como o RMS foram testadas. É importante ressaltar, que os parâmetros temporais do sinal EMG inferem relação com as estratégias de recrutamento das unidades motoras do músculo. Enquanto que parâmetros de frequência se relacionam com as estratégias de disparo das unidades recrutadas [5].

Assim, acredita-se que na análise do comportamento da frequência mediana ( $F_{med}$ ) do sinal EMG, residem informações complementares que podem ser utilizadas na melhora do método para caracterização do grau de espasticidade muscular. Pois entende-se que esta seqüela compromete a função das unidades motoras, mudando a ordem de recrutamento e suas taxas de disparo. Estas alterações no sistema de ativação muscular levam, por consequência, a perda da capacidade de ativação seletiva que o músculo necessita para realizar sua função.

Neste contexto, o objetivo deste estudo foi investigar uma possível correlação entre a  $F_{med}$  do sinal EMG e o grau de espasticidade muscular de sujeitos pós-AVC.

### **Materiais e Métodos**

#### **Grupo Amostral**

Foram selecionados 18 sujeitos, hemiplégicos pós-AVC, com idade média de  $59,1 \pm 9,5$  anos e tempo de lesão de  $5,5 \pm 4,0$  anos, sendo 12 do gênero masculino e

06 do gênero feminino, 10 com hemiplegia à direita e 07 à esquerda.

Os sujeitos foram divididos em três grupos, segundo classificação do grau de espasticidade muscular realizada por meio da Escala de Ashworth modificada (EAm): i) grupo com grau zero (n=6); ii) com grau 1 (n=6); iii) grau 4 (n=6). Todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido e os procedimentos experimentais foram analisados pela comissão de ética da FCT /UNESP, processo número 061/2005.

### Protocolo experimental

Os sinais EMG foram captados do músculo extensor ulnar do carpo por meio da execução de movimentos ativos de extensão do punho. A posição para fixação dos eletrodos de captação foi determinada por meio da localização de ponto motor do músculo utilizando-se eletroestimulação. Os eletrodos foram posicionados a aproximadamente 4cm do ponto localizado, priorizando a região do ventre muscular [6].

Após a fixação dos eletrodos de captação os sujeitos foram posicionados sentados, de frente para uma mesa, com o antebraço apoiado em um suporte de PVC para estabilizar o segmento em posição neutra de pronosupinação. Também, para evitar a interferência dos instrumentos de medição e para permitir que o movimento de extensão do punho ocorresse livremente.

Para a coleta de dados os sujeitos foram orientados a executar 10 movimentos, seqüenciais, de extensão do punho com velocidade auto regulada pelo sujeito. Foram captados os sinais EMG do extensor do carpo no lado acometido pela espasticidade e também do sadio de cada sujeito. A posição angular do punho foi monitorada, durante a execução dos movimentos, caracterizando uma referência para seleção dos sinais EMG que foram submetidos ao processamento.

### 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 punho foi realizada por meio de um potenciômetro linear de precisão acoplado a duas hastes plásticas servindo como um eletrogoniômetro.

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

### Processamento dos sinais

Dos sinais EMG coletados, foram considerados para análise somente os trechos representativos de 6 movimentos de extensão, selecionados aleatoriamente dentre os 10 realizados pelos sujeitos. De cada trecho foram selecionadas para o processamento 2000 amostras localizadas entre 20 e 40° de extensão do punho.

Os sinais foram processados por meio de um algoritmo desenvolvido em ambiente MatLab®. Inicialmente foi aplicado um filtro digital rejeita faixa, tipo Butterworth, de ordem 4 e frequência de corte em 60Hz. A Frequência Mediana ( $F_{med}$ ) foi obtida a partir do espectro de frequência do sinal, calculado por meio da transformada discreta de Fourier.

Inicialmente um teste de normalidade foi aplicado nos dados de interesse neste estudo. Utilizou-se, neste caso, o teste de *Shapiro-Wilks*, que observa a correlação entre a amostra dos dados com seu correspondente *score* normal, dado pelo valor de **W**. Considerando que os dados apresentam distribuição normal foi utilizada a análise de variância com dois fatores (*two-way ANOVA - post-hoc de Tukey*) sendo que os lados dos sujeitos foram considerados como o primeiro fator e o grau de espasticidade como o segundo fator. Também, foi aplicado teste de correlação de Pearson para as  $F_{med}$  nos diferentes graus de espasticidade. O nível de significância foi de 5%.

### Resultados

Não são observadas diferenças significativas ( $p>0.05$ ) na comparação dos valores médios da  $F_{med}$  entre os graus de espasticidade e os lados afetados e não afetados pela espasticidade dos sujeitos (Tabela 1). O coeficiente de correlação calculado entre ambos os lados para os valores da  $F_{med}$ , nos diferentes graus de espasticidade, foi de 0,11.

Tabela 1- Valores médios e desvio-padrão da  $F_{med}$  para os diferentes graus de espasticidade e ambos os lados.

Lado	Grau de espasticidade.			p
	0	1	4	
<i>Afetado</i>	136,0 ±20,5	128,5 ±22,8	148,0 ±104,98	NS
<i>Não afetado</i>	145,4 ±26,2	153,6 ±38,7	146,0 ±22,6	NS
<b>p</b>	NS	NS	NS	

Verifica-se que o coeficiente de variação (CV) dos valores da  $F_{med}$  para o lado não afetado pela espasticidade foi de, em média, de 18%. Enquanto que o CV dos valores da  $F_{med}$  do lado afetado foi de 14,7 e 17,1%, respectivamente para o grau 0 e 1. Para o grau 4 o CV foi de 70%.

## Discussão e considerações finais

Na literatura que aborda esta temática observam-se resultados que evidenciam diferenças na amplitude do sinal EMG entre contrações realizadas no lado espástico e no lado normal. Nestes casos verifica-se uma menor amplitude no sinal EMG proveniente do lado afetado pela espasticidade. Também, a amplitude do sinal EMG tende a diminuir proporcionalmente ao aumento do grau de espasticidade a que o sujeito se enquadra. No presente estudo os valores da  $F_{med}$  não apresentaram diferenças significativas entre os lados e os graus de espasticidade [5].

Isto pode sugerir que os sujeitos acometidos pela espasticidade muscular tem dificuldade no recrutamento das unidades motoras. Uma vez que parâmetros temporais do sinal EMG estão relacionados diretamente com esta capacidade e conseqüentemente vão apresentar maiores variações quando os sinais captados de músculos normais são confrontados com os sinais dos espásticos. Já a  $F_{med}$  tem relação direta com o disparo das unidades motoras, isto é, uma vez que a unidade motora é recrutada ela dispara em sua frequência normal tanto no músculo espástico quanto no sadio [7-10].

Um outro fato relevante é que o músculo extensor ulnar do carpo, apresenta predominância de fibras do tipo II ou fibras de contração rápida, característica de musculatura fásica. Neste contexto, espera-se que a distribuição da frequência do sinal EMG concentre-se entre 120 e 140Hz, exatamente as faixas médias observadas nos resultados apresentados [6, 7].

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, está entre 20 e 500 Hz. 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 a espasticidade influencie na estratégia de disparo das unidades motoras [11-14].

Os dados apresentados associados à baixa correlação entre o grau de espasticidade e a  $F_{med}$ , mais suas limitações metodológicas sugerem que este indicador pode não ser representativo do fenômeno que se pretende caracterizar. Porém outros parâmetros de frequência do sinal EMG podem ser testados na caracterização da espasticidade como, por exemplo, a análise do comportamento de bandas de frequência específicas [5].

Outra consideração importante é a dificuldade no processamento dos sinais dos sujeitos classificados como grau 4. O CV de 70% evidencia a alta variação da  $F_{med}$  para este grupo, talvez relacionada com a incapacidade funcional do músculo. Neste sentido, sugere-se que em estudos futuros uma análise detalhada seja realizada com o objetivo de quantificar a limitação do modelo experimental relacionada com o grau de espasticidade. Etapa que se considera fundamental no

processo de validação de um método baseado na caracterização do grau de espasticidade muscular por meio do sinal EMG.

## Referências

- [1] Pandyan A.D., Price C.I.M., Rodgers H., Barnes MP, Johnson GR. (2001) "Biomechanical examination of a commonly used measure of spasticity". *Clinical Biomechanics*, v.16, 859-65.
- [2] Starsky A.J., Sagani S.G., McGuire J.R., Logan B., Smith B.D. (2005) "Reliability of Biomechanical Spasticity Measurements at the elbow of people Poststroke" *Arch. Phys. Med. Rehabil*, v.86, p. 1648-54.
- [3] Sköld C., Ringdahl K.H., Hultling, C., Levi R., Seiger A., (1998) "Simultaneous Ashworth measurements and electromyographic recordings in tetraplegic patients." *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v.79:959-65.
- [4] Kallenberg L.A.C., Hermes H.J. (2007) "Behaviour of a surface EMG based measure for motor control :motor unit action potencial rate in relation to force and muscle fatigue." *J.electromyogr.Kines.*, doi 10.1016/j.jelekin.2007.02.011.
- [5] Kuriki H.U, Azevedo F.M, Alves N, Carvalho A. C. de, Negrão Filho R.F. (2008). "Comparative analysis of electromyographic pattern in the forearm muscles of hemiplegic patients". *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, in press.
- [6] 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.
- [7] Glass SC, Knowlton RG, Sanjabi PB, Sullivan JJ. (1998) "Identifying the integrated electromyographic threshold using different muscles during incremental cycling exercise". *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, v.38, n. 1, p. 47-52.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] Pereira MIR, Gomes PSC, Bhambhani Y. (2007) "Número máximo de repetições em exercícios isotônicos: influência da carga, velocidade e intervalo

de recuperação entre séries". *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v.13, n. 5, p. 287-91.

[11] 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.

[12] 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.

[13] Merletti R, Loconte LR, Orizio C. (1991) "Indexes of muscle fatigue". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.1, n. 1, p. 20-33.

[14] Mathur S, Eng JJ, MacIntyre DL. (2005) "Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.15, n. 1, p. 102-10.