

# Mecanomiografia por Acelerometria em Análise Isocinética: Resultados Preliminares

Lilian Faller, Fábio Andrey Salles, Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR, e-mail: [lilianfaller@gmail.com](mailto:lilianfaller@gmail.com).

Ronie Weslei Müller, Percy Nohama, Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, e-mail: [roniemuller@gmail.com](mailto:roniemuller@gmail.com).

Guilherme Nunes Nogueira Neto, Vera Lúcia da Silveira Nantes Button, Departamento de Engenharia Biomédica, Universidade Estadual de Campinas, e-mail: [nogueira@ceb.unicamp.br](mailto:nogueira@ceb.unicamp.br).

## Introdução

Nas últimas décadas, a captação das ondas vibratórias dos músculos em contração foi realizada empregando-se diferentes sensores (microfones piezelétricos e de contato) (Brozovich e Pollack, 1983; Stokes e Cooper, 1992) sob diferentes siglas como acusticomiografia (AMG), som-miografia (SMG) e fonomiografia (PMG). Tais vibrações originam-se da movimentação lateral (expansão/retração) das fibras musculares (Orizio *et al.*, 1989). Mais recentemente, a captação desses sinais tem ocorrido por meio de acelerômetros (Watakabe *et al.*, 2003) sob a sigla de mecanomiografia (MMG).

Apesar de existir na literatura trabalhos relacionando o sinal mecanomiográfico durante contrações isométricas, poucas pesquisas relatam a análise da contração muscular durante a contração isocinética (Ebersole *et al.*, 2006).

A proposta deste artigo é tentar encontrar uma relação entre o sinal de MMG e o torque gerado durante contrações isocinéticas do quadríceps. Resultados preliminares são apresentados.

## Metodologia

Como o trabalho está em fase inicial, foi realizado um estudo piloto com cinco voluntários sem histórico de doença neuromuscular, com idade entre 24 e 30 anos. Todos os voluntários estavam cientes do procedimento e deram seu consentimento por escrito.

Desenvolveu-se um protocolo de avaliação isocinética contando com um dinamômetro e um sistema de MMG. O dinamômetro isocinético Norm 7000 (Cybex) foi ajustado com os seguintes parâmetros: velocidade angular de  $300^{\circ}\text{s}^{-1}$ , para a articulação do joelho, fixado em  $100^{\circ}$  de amplitude de

movimento (de  $10^{\circ}$  de flexão a extensão completa), durante 50 repetições de extensão-flexão de joelho.

Antes de executar o teste, os voluntários realizaram um aquecimento de 5 minutos na bicicleta ergométrica, a uma intensidade de 25-30W. Durante o teste exigiu-se a contração voluntária máxima tanto na extensão quanto na flexão de joelho.

Visto que o deslocamento muscular é mínimo, o sistema de acelerometria foi reduzido ao máximo. O hardware foi dividido em duas placas. A primeira é composta por duas faces. Em uma face está montado um acelerômetro tri-axial MMA7260Q de 1,5g fabricado pela FreeScale. Na outra face, encontram-se dois filtros por eixo, um passa-baixas ( $f_c = 1500\text{Hz}$ ) e um passa-altas ( $f_c = 3\text{Hz}$ ). A outra placa possui um circuito amplificador e regulação de tensão em 3,3V. O sinal de MMG foi adquirido em 12kHz com uma placa da DataTranslation™ série DT300, 12 bits e 16 canais analógicos.

O software para a captura e análise dos sinais de torque e de MMG foi desenvolvido inteiramente na plataforma LabVIEW™ da National Instruments™.

Posicionou-se o acelerômetro sobre o ventre do músculo reto femoral da seguinte forma: eixo 1 perpendicular ao ventre muscular; eixo 2 no sentido longitudinal das fibras; e 3 no sentido transversal.

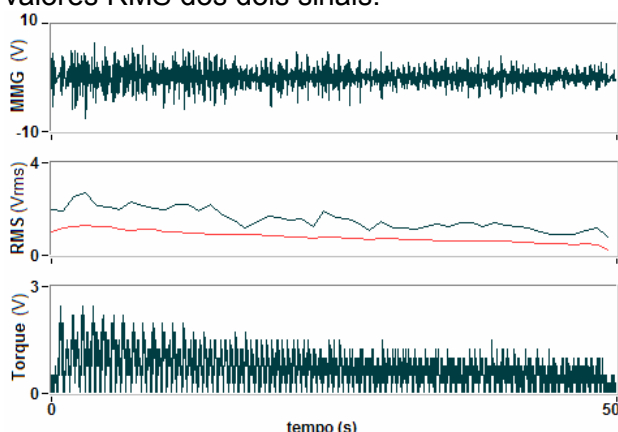
Sabendo-se que a amplitude do sinal de MMG está relacionada à atividade muscular, calculou-se a correlação entre a amplitude (RMS) dos sinais de MMG de cada eixo (e o módulo) e o sinal de torque para determinar se algum dos eixos do sensor pode ser um bom indicador do torque.

Como o foco principal era determinar a relação entre os sinais, optou-se pela análise do coeficiente de correlação, sem efetuar a normalização dos sinais, cálculo de média ou

desvio padrão entre os valores RMS, nem a construção de gráfico com as cinco curvas.

## Resultados

A Figura 1 representa os sinais extraídos e calculados para um voluntário. O traço superior ilustra a excursão temporal do sinal de MMG. O traço inferior corresponde ao torque fornecido pelo dinamômetro. O gráfico intermediário apresenta as curvas dos valores RMS dos dois sinais.



**Figura 1: Sinal de MMG, torque e RMS (MMG<sub>RMS</sub> em preto e TORQUE<sub>RMS</sub> em vermelho).**

A Tabela 1 apresenta os coeficientes de correlação calculados entre a amplitude do torque e a amplitude do sinal de MMG de cada eixo e do módulo dos 3 eixos, para cada voluntário.

**Tabela 1. Coeficientes de correlação (V-voluntários, E-eixos, M-módulo dos três eixos).**

	V1	V2	V3	V4	V5
E1	0,52	0,54	0,55	0,75	0,56
E2	0,90	0,79	0,77	0,76	0,63
E3	0,76	0,48	0,78	0,61	0,73
Mod	0,90	0,77	0,86	0,79	0,75

## Discussão e Conclusão

A inspeção visual do gráfico intermediário da figura 1 ilustra uma redução na amplitude pico a pico de ambos os sinais o que sugere uma tendência à redução da amplitude dos sinais conforme a fadiga muscular vai se instalando na fase final do ensaio. Observou-se este fenômeno em todos os ensaios. Em adição a isso, os coeficientes de correlação demonstraram que existe uma relação variando de média a forte entre os valores RMS do torque e de MMG.

Considerando apenas os eixos individuais, o eixo 2 foi o que apresentou melhor

correlação com mais frequência, sugerindo maior componente de deslocamento no sentido longitudinal (i.e. das fibras musculares). Contudo, o módulo dos três eixos sempre mostrou possuir um coeficiente de forte correlação, independentemente de qual eixo individual seja mais significativo. Logo, conclui-se dos resultados preliminares, que o módulo dos sinais dos três eixos do acelerômetro pode ser importante indicador para determinar o que ocorre com a amplitude do torque em contrações isocinéticas. A partir dos resultados preliminares, espera-se ampliar a pesquisa para outros grupos musculares dos membros inferiores e verificar se o mesmo comportamento se repete. Os ensaios também deverão ser realizados empregando contração isométrica.

## Referências bibliográficas

Brozovich, F. V. ; Pollack, G. H., Muscle contraction generates discrete sound bursts, *Biophysical Journal*, v.41, n.1, p. 35-40, 1983.

Ebersole, K. T. ; O'Connor, K. M. ; Wier, A. P., Mechanomyographic and electromyographic responses to repeated concentric muscle actions of the quadriceps femoris, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.16, p. 149-157, 2006.

Orizio, C. ; Perini, R. ; Veicsteinas, A., Muscular sound and force relationship during isometric contraction in man, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v.58, n.5, p. 528-533, 1989.

Stokes, M. J. ; Cooper, R. G., Muscle sounds during voluntary and stimulated contractions of the human adductor pollicis muscle, *Journal of Applied Physiology*, v.72, n.5, p. 1908-1913, 1992.

Watakabe, M. ; Mita, K. ; Akataki, K. ; Ito, K., Reliability of the mechanomyogram detected with an accelerometer during voluntary contractions, *Medical and Biological Engineering and Computing*, v.41, n.2, p. 198-202, 2003.