

INFLUÊNCIA DA DOBRA SUBCUTÂNEA NO SINAL MECANOMIOGRÁFICO EM DIFERENTES PERCENTUAIS DE FORÇA

L. Mineiro*, E. B. Neves**, E. Krueger***, G. N. Nogueira-Neto*,
P. Nohama*.*.* e E. M. Scheeren*

* Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde – PUCPR, Curitiba, Brasil

** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica – UTFPR, Curitiba, Brasil

*** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – UTFPR,
Curitiba Brasil

email: Eduardo.scheeren@pucpr.br

Resumo - A mecanomiografia (MMG) é uma técnica não invasiva que registra as vibrações mecânicas dos músculos esqueléticos por meio de sensores posicionados sobre a pele. Entretanto os sinais originados dos músculos podem sofrer interferência de tecidos existentes entre o músculo até o sensor. O objetivo do presente estudo foi analisar a influência de diferentes espessuras de dobras cutâneas (DC) e sua relação com a atenuação do sinal de MMG em diferentes percentuais de força do músculo reto femoral (RF). Participaram desta pesquisa 17 voluntários masculinos divididos em dois grupos: DC menores que 25 mm ($G < 25$) e DC maiores que 30 mm ($G > 30$). Foi executado teste de força isométrica para obtenção da contração voluntária máxima (CVM) e valores submáximos de 40% da CVM ($40\%_{CVM}$) e 70% da CVM ($70\%_{CVM}$). O sistema de MMG empregado no estudo possui sensor triaxial, o músculo avaliado foi o reto femoral (RF). Para a análise dos sinais de MMG foi utilizado o parâmetro numérico de referência temporal *Root Mean Square* (RMS). Os resultados com o teste *Mann-Whitney* indicaram significância para o parâmetro $RMS_{CVM(z)}$ ($p = 0,0331$). Os resultados obtidos com o coeficiente de *Spearman* apresentaram correlação da DC com o parâmetro RMS. Conclui-se que maiores camadas de gordura corporal atuam como um filtro, principalmente nos locais sob os sensores de MMG, independentemente do nível de contração muscular (CVM , $40\%_{CVM}$ e $70\%_{CVM}$).

Palavras-chave: Força Muscular, Mecanomiografia, Dobras cutâneas.

Abstract – *Mechanomyography (MMG) is a noninvasive method for assessment of muscle vibration activity by sensors on the skin surface. However, the amount of skinfold layer (SL) can jeopardize the muscle signals due to the phenomenon of signal attenuation and filtering. The purpose of this study was analyze the influence of the different skinfold layer and the maximal and submaximal muscle force on the MMG signal for the rectus femoris muscle. Seventeen male subjects were split in two groups: SL lower than 25 mm ($SL < 25$) and SL higher than 30 mm ($SL > 30$). The protocol consisted*

in three isometric maximal voluntary contraction (MCV) and submaximal contraction at 40% and 70% of the MCV ($40\%_{MVC}$ and $70\%_{MVC}$). The rectus femoris muscle MMG signal was obtained by a triaxial accelerometer. From the time domain analyze of the signals, the root mean square (RMS) was calculated. The Mann-Whitney test indicated difference between $SL < 25$ and $SL > 30$ for $RMS_{MVC(z)}$ ($p = 0,0331$). Spearman coefficient indicated correlation between SL and RMS values for all muscle intensities MVC, $40\%_{MVC}$ and $70\%_{MVC}$. In conclusion, higher SL acting as a filter in the MMG sensor place for all intensities of muscle contraction.

Keywords: Muscle Force, Mechanomyography, Skinfold.

Introdução

A mecanomiografia (MMG) é uma técnica não invasiva que registra as vibrações produzidas pelas oscilações das fibras musculares ao se contrair [1]. Estas vibrações são de baixa amplitude, geradas através das contrações musculares e atividade mecânica dos músculos [2] que consistem no conjunto dos sinais enviados por um número de unidades motoras (UM) recrutadas [3]. A aquisição de sinais de MMG é realizada por meio de transdutores piezoelétricos e acelerômetros, entre outros [2].

A MMG é utilizada em aplicações como: controle de próteses [4], indicação do grau de ativação muscular [5] avaliação de esforço muscular respiratório [6], mudanças nas estratégias de ativação de UM que pode ocorrer com o envelhecimento, doenças neuromusculares, programas de treinamento de resistência, e no cuidado de ferimentos [7] e estudos com fadiga muscular [8, 9].

Os sinais emitidos pelo músculo podem sofrer interferência de camadas como a gordura subcutânea dificultando a aquisição de sinais [10] podendo atenuar os sinais como um filtro [7, 11]. Em testes com isometria, a literatura aponta [10-12] que a aquisição de sinais de MMG sofre interferência em músculos recobertos com maiores percentuais de dobra cutânea

(DC). Entretanto, pesquisas que abordem a influência de diferentes camadas de gordura corporal em diferentes percentuais de força são limitadas.

O objetivo do presente estudo foi analisar a influência de diferentes espessuras de DC e sua relação com a atenuação do sinal de MMG em diferentes percentuais de força do músculo reto femoral (RF).

Materiais e métodos

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR) sob o parecer nº 490.521/13, e todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Participaram desta pesquisa 17 voluntários masculinos divididos em dois grupos: sujeitos com DC inferior a 25 mm ($G < 25$) e com DC superior a 30 mm ($G > 30$).

Mecanomiografia – O sistema de MMG [13] empregou um sensor que foi fixado com fita dupla face na pele, sobre o ventre do músculo RF e que é baseado no acelerômetro triaxial MEMS MMA7260Q (Freescall Semiconductor Corporation) com sensibilidade de 800 mV/V a 1,5 G (G: aceleração da gravidade) para a aquisição dos sinais nos eixos Y (ântero/posterior), X (médio/lateral) e Z (vertical/linha da gravidade). Os sinais foram adquiridos com uma placa Data Translation™ (DT300) à taxa de amostragem de 1 kHz e processados com o National Instruments LabVIEW.

Os sinais coletados de cada participante foram armazenados em formato de arquivo digital de dados denominado EDF [14]. Usou-se fita dupla face para fixar o sensor de MMG na pele, sobre o ventre do músculo RF.

Desenho da Pesquisa - A convite, os voluntários visitaram o Laboratório de Engenharia de Reabilitação da PUCPR onde foram efetuados os testes. Primeiramente, realizou-se a assepsia e a tricotomia no ponto medial da coxa para posicionamento do sensor de MMG e neste mesmo ponto foi realizada a medida da DC com uso do adipômetro (*Lang®*) para estimativa da gordura subcutânea [15]. Os voluntários executaram aquecimento e alongamento do grupo muscular inferior (quadríceps) antes do início dos testes [16]. Uma célula de carga (100 kg, 2.0 ± 0.1 mV/V, EMG System do Brasil) foi usada para aquisição do torque dos músculos extensores de joelho.

Protocolo - Os participantes foram posicionados sentados e fixados com tiras de retenção pela pelve numa cadeira extensora instrumentada com uma célula de carga (Figura 1) com o joelho posicionado em 60° de extensão (0° extensão completa) [17]. A medição da força se deu por contração voluntária isométrica [18].

Os voluntários executaram três contrações voluntárias máximas (CVM) de 5 s com intervalo de 5 min entre elas para evitar possíveis efeitos da fadiga [16]. Foi dado encorajamento verbal em todas as tentativas [16], sendo que o maior valor obtido foi utilizado como referência para os valores submáximos

de 40% da CVM ($40\%_{CVM}$) e 70% da CVM ($70\%_{CVM}$). Para a realização das contrações submáximas de $40\%_{CVM}$ e $70\%_{CVM}$ foram adicionadas linhas de referência (limiar) em um monitor posicionado em frente ao participante [18] para que ele pudesse manter a contração voluntária por 5 s no limiar submáximo determinado.

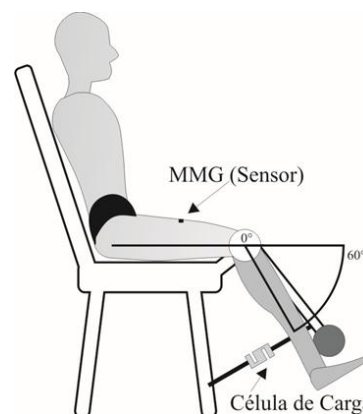


Figura 1: Cadeira extensora adaptada, sensor de MMG sobre a o ponto medial da coxa, célula de carga e ângulo do joelho a 60° de extensão.

Análises dos Dados - Os dados foram processados com o programa *MatLab™ 8.2*. Para todos os níveis de força a janela de análise foi de 1 s [14]. A janela de análise do sinal de MMG para os três eixos (X, Y e Z) quando realizada a CVM foi determinada pelo instante em que ocorreu pico de torque, que ficou centralizado na janela dividindo-a em duas partes iguais de 0,5 s. Utilizou-se um circuito de amplificação com ganho 10x e um filtro passa-faixa (*Butterworth* de 3ª ordem) de 4-40 Hz [18]. O sinal foi digitalizado por uma placa *Data Translation™* (DT300) com taxa de amostragem de 1 kHz. Para a análise dos sinais de MMG foi utilizado o parâmetro numérico de referência temporal RMS [19].

Análise Estatística - Os procedimentos estatísticos foram feitos com uso do programa *SPSS® Statistics* versão 20. Por meio dos testes *Shapiro-Wilk* foi identificado que os dados não apresentam distribuição Gaussiana, o teste *Mann-Whitney* foi usado para analisar possíveis diferenças entre os grupos $G < 25$ e $G > 30$ e o coeficiente de Spearman (ρ) foi usado para medir a intensidade da relação entre DC e o parâmetro de análise de MMG (RMS).

Resultados

Os sujeitos avaliados apresentavam as seguintes características antropométricas médias: idade = $24,47 \pm 2,57$ anos, altura = $1,72 \pm 0,05$ m e peso corporal = $77 \pm 16,2$ kg. Os resultados do teste *Mann-Whitney* para a comparação da média dos grupos $G < 25$ e $G > 30$ no parâmetro RMS demonstraram significância para o eixo Z nas intensidades CVM ($p = 0,0331$), $40\%_{CVM}$ ($p = 0,025$) e $70\%_{CVM}$ ($p = 0,001$), para os eixos X e Y não houve diferença entre os grupos (Figura 1).

Os resultados do coeficiente de correlação de *Spearman* usado entre DCs e o valor *RMS* (Figura 3) demonstram em CVM correlação baixa para o eixo X ($p= 0,318$) e Z ($p= 0,242$), e moderada para o eixo Y ($p= 0,450$). Na intensidade 40%_{CVM} houve correlação baixa no eixo Z ($p= 0,302$) e muito baixa nos eixos X e Y, na intensidade 70%_{CVM}. Observa-se na Figura 3, valores de correlação são baixos para os três eixos na intensidade 70%_{CVM} para o descritor *RMS*.

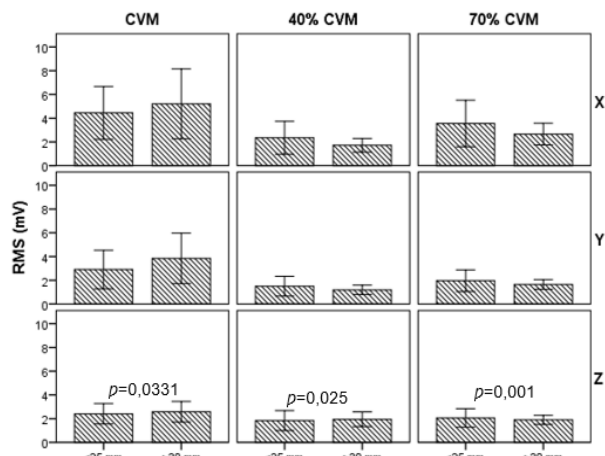


Figura 2 – Média dos valores RMS do sinal MMG do músculo reto femoral dos grupos G<25 e G>30.

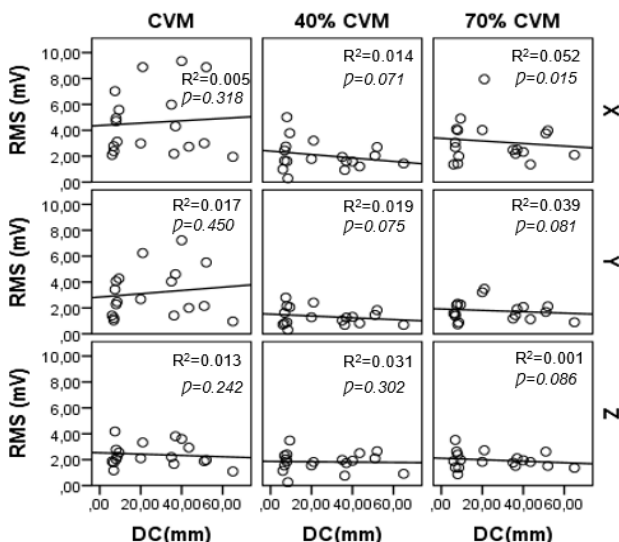


Figura 3 – Correlação entre os valores de DC e o parâmetro *RMS* do sinal MMG entre os grupos G<25 e G>30 para as intensidades CVM, 70%_{CVM} e 40%_{CVM} nos eixos X, Y e Z do músculo RF ($p=$ Coeficiente de *Spearman* e $R^2=$ relação das variáveis).

Discussão

A gordura subcutânea pode interferir em procedimentos com uso da MMG. Para este estudo, os valores de referência temporal *RMS* dos grupos G<25 e G>30 obtidos do músculo RF apresentaram diferenças significativas com o teste no eixo Z (linha da gravidade) em CVM ($p= 0,033$), 40%_{CVM} ($p= 0,025$) e 70%_{CVM} ($p=$

0,001) (Figura 2), sendo os dados similares aos de Krueger *et al.* [18] ao compararem diferentes grupos com DC maiores e menores. O fato de ter ocorrido diferença entre os grupos G<25 e G>30 em todas as intensidades de contração (CVM, 70%_{CVM} e 40%_{CVM}) reforça a importância de se considerar a influência da DC na captação / análise do sinal mecanomiográfico.

Os resultados obtidos com o coeficiente de correlação de *Spearman* para os sinais de MMG entre DC e valores *RMS* (Figura 3) na intensidade CVM nos eixos X, Y e Z e na intensidade 40%_{CVM} no eixo Z, indicam interferência na aquisição de sinais MMG, e, são resultados similares aos encontrados por Da Matta *et al.* [20], que ao usarem sensor biaxial para analisar força isométrica do bíceps braquial entre homens e mulheres constataram no que o valor *RMS* no eixo X foi menor no grupo feminino o que os autores atribuíram às maiores camadas de gordura corporal deste gênero.

Com o teste de *Spearman* o valor *RMS* na intensidade 70%_{CVM} demonstrou correlação (baixa negativa) no eixo Z (Figura 03) resultado similar foi encontrado por Krueger *et al.* [18] que, ao analisarem a influência de diferentes espessuras de DC para o sinal de MMG em CVM, constataram que as maiores camadas de gordura atuam como filtro para o valor *RMS* no eixo Z. Entretanto, esses resultados diferem dos de Zuniga *et al.* [21], para o músculo vasto lateral com diferentes DCs, onde os autores concluíram que não houve interferência das DCs nas características dos sinais de MMG.

Os resultados deste estudo corroboram com Herda *et al.* [12], que ao analisarem o sinal MMG e com o valor *RMS* entre sujeitos aerobicamente treinados, praticantes de treino de resistência e sedentários, em testes de contrações isométricas progressivas, concluíram que o valor *RMS* para o grupo aerobicamente treinados foi maior, fato relacionado a maiores espessuras de DCs encontrada entre os grupos de treino de resistência e o grupo de sedentários e resistência. A atuação da gordura como filtro foi constatada por Cooper e Herda [22], com o valor *RMS* de MMG dos músculos, primeiro interósseo dorsal, vasto lateral e RF em teste de força progressiva.

De acordo com o protocolo desenvolvido neste estudo, onde foram observados intervalos (5 min) para evitar prováveis efeitos da fadiga, a atenuação do sinal mediante aumento da gordura subcutânea não tem origem da diminuição da vibração das unidades motoras decorrentes de mecanismos fisiológicos da fadiga muscular, mas sim, da impossibilidade de captar todas as frequências de vibração muscular mesmo em contrações máximas devido à espessura de gordura que atua como um filtro.

Neste estudo, as maiores camadas de gordura corporal aumentaram a distância entre sensor e músculo, e os aspectos físicos da gordura atuaram como um filtro, atenuando o sinal de MMG no parâmetro analisado (*RMS*).

Conclusão

Foi concluído neste estudo, com o uso do parâmetro RMS, que a aquisição de sinais oriundos das vibrações musculares por sensores de MMG foi atenuada em todos os percentuais (CVM, 40%_{CVM} e 70%_{CVM}) de produção de força do músculo reto femoral, tendo a gordura atuado como um filtro, entre sensor e músculo.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq pelo suporte financeiro e bolsas para o desenvolvimento desta pesquisa.

Referências

- [1] J. T. Cramer, T. J. Housh, G. O. Johnson, K. T. Ebersole, S. R. Perry, and A. J. Bull, "Mechanomyographic amplitude and mean power output during maximal, concentric, isokinetic muscle actions," *Muscle & nerve*, vol. 23, pp. 1826-1831, 2000.
- [2] W. Youn and J. Kim, "Estimation of elbow flexion force during isometric muscle contraction from mechanomyography and electromyography," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 48, pp. 1149-1157, 2010.
- [3] Y. Yoshitake, M. Shinohara, H. Ue, and T. Moritani, "Characteristics of surface mechanomyogram are dependent on development of fusion of motor units in humans," *Journal of Applied Physiology*, vol. 93, pp. 1744-52, 2002.
- [4] C. Orizio, M. Gobbo, B. Diemont, F. Esposito, and A. Veicsteinas, "The surface mechanomyogram as a tool to describe the influence of fatigue on biceps brachii motor unit activation strategy. Historical basis and novel evidence," *European Journal of Applied Physiology*, vol. 90, pp. 326-36, 2003.
- [5] E. M. Scheeren, E. Krueger-Beck, G. N. Nogueira-Neto, P. Nohama, and V. Button, "Wrist Movement Characterization by Mechanomyography Technique," *J Med Biol Eng*, vol. 30, pp. 373 - 380, 2010.
- [6] L. Sarlabous, A. Torres, J. A. Fiz, and R. Jané, "Evidence towards Improved Estimation of Respiratory Muscle Effort from Diaphragm Mechanomyographic Signals with Cardiac Vibration Interference Using Sample Entropy with Fixed Tolerance Values," *PloS one*, vol. 9, p. e88902, 2014.
- [7] M. A. Cooper and T. J. Herda, "Muscle - related differences in mechanomyography–force relationships are model - dependent," *Muscle & nerve*, vol. 49, pp. 202-208, 2013.
- [8] E. Krueger-Beck, E. Scheeren, G. N. Nogueira-Neto, V. L. S. N. Button, and P. Nohama, "Optimal FES Parameters Based on Mechanomyographic Efficiency Index," in *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Buenos Aires, Argentina, 2010, pp. 1378-81.
- [9] E. M. Scheeren, G. N. Nogueira-Neto, E. Krueger-Beck, V. L. S. Button, and P. Nohama, "Investigation of muscle behavior during different functional electrical stimulation profiles using mechanomyography," in *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Buenos Aires Sheraton Hotel, Buenos Aires, 2010, pp. 3970-3.
- [10] T. J. Herda, A. A. Walter, P. B. Costa, E. D. Ryan, J. R. Stout, and J. T. Cramer, "Differences in the log-transformed electromyographic–force relationships of the plantar flexors between high-and moderate-activated subjects," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 21, pp. 841-846, 2011.
- [11] M. A. Cooper, T. J. Herda, J. P. Vardiman, P. M. Gallagher, and A. C. Fry, "Relationships between the mechanomyographic amplitude patterns of response and concentric isokinetic fatiguing tasks of the leg extensors," *Physiological measurement*, vol. 34, p. 1293, 2013.
- [12] T. J. Herda, T. J. Housh, A. C. Fry, J. P. Weir, B. K. Schilling, E. D. Ryan, *et al.*, "A noninvasive, log-transform method for fiber type discrimination using mechanomyography," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 20, pp. 787-794, 2010.
- [13] G. N. Nogueira-Neto, "Viabilidade do emprego de mecanomiografia no controle motor artificial em lesados medulares empregando estimulação elétrica neuromuscular," Tese de Doutorado, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, 2013.
- [14] G. N. Nogueira-Neto, E. M. Scheeren, P. Nohama, and V. L. S. Button, "The Influence of Window Length Analysis on the Time and Frequency Domain of Mechanomyographic and Electromyographic Signals of Submaximal Fatiguing Contractions," *Open Journal of Biophysics*, vol. 3, p. 178, 2013.
- [15] M. A. Cooper, T. J. Herda, J. P. Vardiman, P. M. Gallagher, and A. C. Fry, "Relationships between skinfold thickness and electromyographic and mechanomyographic amplitude recorded during voluntary and non-voluntary muscle actions," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2014.
- [16] R. R. Baptista, E. M. Scheeren, B. R. Macintosh, and M. A. Vaz, "Low-frequency fatigue at maximal and submaximal muscle contractions," *Braz J Med Biol Res*, vol. 42, pp. 380-385, 2009.
- [17] G. N. Nogueira-Neto, E. Krueger, E. M. Scheeren, V. L. S. N. Button, and P. Nohama, "Convex Hull Area in Triaxial Mechanomyography during Functional Electrical Stimulation," in *International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing (BIOSIGNALS 2014)*, Eseo, 2014, pp. 251-6.
- [18] E. Krueger, E. M. Scheeren, G. N. Nogueira-Neto, E. B. Neves, V. L. S. Button, and P. Nohama, "Influence of Skinfold Thickness in Mechanomyography Features," in *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering May 26-31, 2012, Beijing, China*, 2012, pp. 2030-2033.
- [19] G. N. Nogueira-Neto, E. M. Scheeren, P. Nohama, and V. L. S. Button, "Triaxial mechanomyography of the biceps brachii muscle during sustained submaximal isometric contractions," in *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Munich, 2009, pp. 1502-05.
- [20] T. T. da Matta, T. A. Perini, G. L. de Oliveira, J. dos Santos Omellas, A. A. Louzada, J. Magalhães, *et al.*, "Interpretação dos mecanismos de gradação da força muscular através da acelerometria," *Rev Bras Med Esporte*, vol. 11, pp. 306-310, 2005.
- [21] J. M. Zuniga, T. J. Housh, C. L. Camic, C. R. Hendrix, R. J. Schmidt, M. Mielke, *et al.*, "A Mechanomyographic Fatigue Threshold Test for Cycling," *Int J Sports Med*, vol. 31, pp. 636-643, 2010.
- [22] M. A. Cooper and T. J. Herda, "Muscle - related differences in mechanomyography–force relationships are model dependent," *Muscle & nerve*, vol. 49, pp. 202-208, 2014.