

ESTIMATIVA DA FORÇA MUSCULAR MÁXIMA UTILIZANDO ULTRASSOM

Liliam F. Oliveira¹
Luciano L. Menegaldo²

¹Universidade Federal do Rio de Janeiro, Escola de Educação Física, Rio de Janeiro-RJ, e-mail liliam@eefd.ufrj.br

²Instituto Militar de Engenharia, Seção de Engenharia Mecânica e de Materiais, Rio de Janeiro-RJ, e-mail lmeneg@ime.eb.br

Resumo: Este trabalho propõe uma nova técnica para determinação experimental da força máxima de músculos esqueléticos a partir de imagens obtidas por ultrassom. A força máxima é um dos principais e mais sensíveis parâmetros dos modelos da mecânica muscular, em especial dos modelos tipo Hill. Em geral, a força máxima atribuída aos músculos esqueléticos humanos em modelos biomecânicos vem de estudos em cadáveres, multiplicando a tensão específica muscular máxima pela área da seção transversal fisiológica (PCSA). Entretanto, tanto os valores da PCSA, quanto a tensão específica normalmente empregadas, são de certo modo questionáveis, e segundo alguns autores são escolhidas ad hoc para que os modelos musculares existentes reproduzam as forças ou torques musculares encontrados na prática. Neste trabalho, foram medidas as espessuras musculares do tríceps sural de 8 voluntários, a partir das quais foram estimados os respectivos volumes musculares a partir de equações de regressão existentes na literatura. Em seguida, os volumes dos respectivos componentes do tríceps sural (soleus, gastrocnêmio medial e gastrocnêmio lateral) foram estimados a partir de razões de proporção volumétrica também existentes na literatura. Outros parâmetros também necessários para a determinação do PCSA, o comprimento das fibras musculares e o ângulo de empenação também foram medidos com o ultrassom. Os PCSAs obtidos foram multiplicados por um valor da tensão específica medido in vivo por outros autores. Os mesmos voluntários realizaram então um teste isométrico em dinamômetro para medição simultânea do torque no tornozelo e da atividade mioelétrica. O EMG coletado foi utilizado para acionar um modelo da mecânica muscular, resultando numa força para cada músculo e num torque articular resultante. O modelo foi integrado com parâmetro de força máxima estimado aqui e com aquele disponível na literatura. Comparado as duas soluções, mostrou-se uma diminuição significativa do erro entre o torque resultante simulado e medido quando a força máxima estimada por ultrassom era utilizada.

Palavras-chave: biomecânica, tríceps sural, torque articular, modelo muscular, ultrassom

1. INTRODUÇÃO

A utilização de modelos da biomecânica muscular para a predição de força depende, em grande medida, da qualidade dos parâmetros que são utilizados para formulá-lo. Modelos tipo Hill, que são os mais utilizados na maioria das aplicações, depende de aproximadamente 20 parâmetros, que quantificam sua arquitetura, geometria e propriedades funcionais. Entretanto, existem alguns poucos parâmetros com relação aos quais a predição de força é mais sensível: força máxima, comprimento do tendão relaxado, comprimento ótimo do músculo e braço de momento (Scovil e Ronsky, 2006). Tais são os parâmetros que, se bem escolhidos, poder aumentar de maneira mais significativa a capacidade de predição do modelo.

Tais parâmetros podem ser estimados de diversas maneiras, na maior parte dos trabalhos a partir de cadáveres (Wickiewicz et al., 1983; Brand et al., 1986), métodos de imagens médicas (Arnold et al., 2000) ou empregando fatores de escala (Menegaldo e Oliveira, 2009).

A força máxima muscular corresponde a um valor teórico que representa a soma de todas as fibras musculares realizando uma contração tetânica simultaneamente. Fibras de contração lenta e rápida apresentam diferentes valores de tensão específica (força tetânica dividida pela área da seção transversal da fibra).

No caso da determinação da tensão específica σ_m do músculo inteiro, a questão torna-se mais controversa, variando de $\sigma_m = 30 \text{ N/cm}^2$ (Friederich e Brand, 1990) a $\sigma_m = 73 \text{ N/cm}^2$ (Wickiewicz et al., 1983), em função da técnica adotada. Tais valores vêm sendo adotados pela comunidade biomecânica internacional para estimar a força máxima, multiplicando a tensão específica pela área da seção fisiológica transversal do músculo (PCSA). Entretanto, tal abordagem é evidentemente problemática em função da discrepância adotada, mesmo que a PCSA seja medida com

precisão utilizando técnicas de imagem. Um valor razoável segundo Lieber (2009) para um músculo com fibras rápidas e lentas de um mamífero é $\sigma_m = 22.5 \text{ N/cm}^2$, calculado por Powell et al. (1984), que foi o valor adotado neste artigo.

Calcula-se a PCSA como $PCSA = MV \cdot \cos(\alpha) / l^m$, onde MV é o volume muscular, α o ângulo de empeção das fibras e l^m o comprimento da fibra muscular. Pode medir o MV por Ressonância Magnética Nuclear (Albracht et al., 2008), enquanto l^m e α é estimado por ultrassom (US) (Chow et al., 2000). Porém, do ponto de vista econômico é conveniente evitar o uso da ressonância. Neste trabalho, utilizamos equações de regressão apresentadas por Miyatani et al. (2004), que estimam o volume muscular em função da espessura muscular (facilmente mensurável com ultrassom para músculos superficiais) e do comprimento do segmento corporal. Com isso, calcula-se a PCSA e a força máxima, que será utilizada no modelo muscular. O desempenho do modelo com tal parâmetro assim calculado foi mensurado a partir de testes comparando o torque calculado por um modelo biomecânico do tornozelo acionado por EMG com medidas dinâmicas isométricas, seguindo o protocolo apresentado em Menegaldo e Oliveira (2009).

2. METODOLOGIA

Foram analisados oito indivíduos adultos do sexo masculino com atividades físicas regulares e ausência de lesões ósteo-musculares (idade: 18.6 ± 0.7 anos, massa: 65.6 ± 6.0 kg, altura: 173.9 ± 7.8 cm e comprimento da perna: 43.4 ± 2.9 cm). Todos os voluntários assinaram um termo de consentimento, e o experimento foi aprovado pelo comitê de ética da instituição. Foi utilizado um equipamento de ultrassom EUB-405, Hitachi, Japão com sonda linear de 7.5 MHz.

As espessuras musculares foram medidas a partir de imagens digitalizadas colhidas com sujeitos em posição ortostática. A sonda foi posicionada transversalmente num nível de 30% do comprimento da perna, medido a partir do maléolo lateral.

A espessura muscular foi definida como a distância entre a interface músculo-osso e a músculo-tecido gorduroso (Figura 1). O volume muscular MV (cm^3) foi calculado utilizando a equação proposta por Miyatani et al. (2004):

$$MV = (MT \times 219.9) + (LL \times 31.3) - 1758.0 \quad (1)$$

Onde MT é a espessura do músculo e LL o comprimento da perna. Entretanto, este volume inclui, além dos três componentes do tríceps sural (soleus (SOL), gastrocnêmio medial (GM) e gastrocnêmio lateral (GL)) o músculo tibial posterior, que não faz parte do modelo biomecânico utilizado. Com isso, foi aplicado um fator de correção de 0.89 no volume total, e as porcentagens de cada componente no volume total resultante foram 61% do MV para SOL, 25% para GM e 14% para GL, baseado no trabalho de Ward et al. (2009).

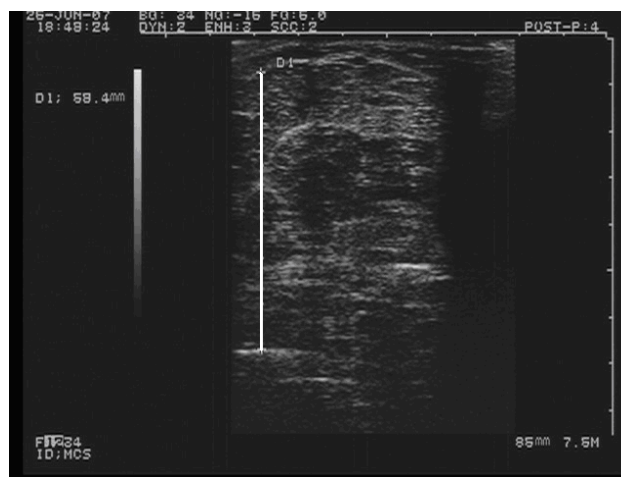


Figura 1: Medida da espessura muscular, de acordo com Miyatani et al. (2004). A linha branca vertical corresponde à distância medida entre o osso da tíbia e o limite externo do músculo.

Para medição de α e l^m os voluntários permaneciam deitados de bruços numa maca, e a sonda de US era posicionada segundo as recomendações de Miyatani et al. (2004), medindo-se os parâmetros desejados sobre as imagens armazenadas utilizando o software ImageJ (NIH, Bethesda, MD, EUA).

O protocolo de testes está descrito com detalhes em Menegaldo e Oliveira (2009). Essencialmente, os voluntários realizavam contrações voluntárias isométricas do tornozelo mantido na posição neutra (90°), com o pé fixo no suporte do dinamômetro Norm/CyberTM. O sujeito era instruído a realizar um seqüência de contrações com intensidade de 20% e 60% da Contração Voluntária Máxima (MVC) com duração de 10 segundos, espaçadas por um intervalo de igual duração. Simultaneamente, eram colhidos sinais de eletromiografia (EMG) dos três componentes do tríceps sural. Tais sinais foram filtrados, retificados, normalizados pelo MVC e utilizados com sinais de excitação neuro-muscular $u(t)$ do modelo. As forças obtidas pela integração numérica do mesmo eram multiplicadas pelos braços de momento

(Menegaldo et al., 2004) dos músculos correspondentes, fornecendo uma curva de torque. Os demais parâmetros, que não a força máxima, foram retirados da literatura (Delp et al., 2007; Manal et al., 2006).

As diferenças entre as duas curvas de torque foram medidas a partir do erro médio quadrático (RMSE), considerando separadamente as partes com 20% e 60% MVC de intensidade. Este cálculo foi repetido utilizando valores de força retirados do software OpenSim (Delp et al., 2007). Diferenças significativas entre os valores de torque foram mensuradas a partir do teste não-paramétrico de Man-Whitney, considerando $p=0,05$ (Statística 7.0 - StatSoft, Inc.).

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Tabela 1 mostra os valores obtidos dos parâmetros medidos e estimados com o US, e a Tabela 2 os RMSEs percentuais de torque obtidos entre o modelo e o dinamômetro. Os parâmetros estão próximos de valores obtidos em outros trabalhos da literatura.

Tabela 1 – Parâmetros obtidos com ultrassom. SD = desvio padrão, MT = Espessura muscular, l^m comprimento da fibra muscular, SOL = sóleo, GM = Gastrocnêmio Medial, GL = Gastrocnêmio Lateral, α = ângulo de empenação, PCSA = Área da seção transversal fisiológica, F^{om} = força máxima.

	Média	SD
MT(cm)	6.5	0.5
l^m_{SOL} (cm)	4.2	0.3
l^m_{GM} (cm)	4.5	0.4
l^m_{GL} (cm)	4.9	0.5
α_{SOL} (deg)	22.8	2.4
α_{GM} (deg)	24.9	3.0
α_{GL} (deg)	18.4	3.1
MV_{SOL} (cm ³)	568.6	76.2
MV_{GM} (cm ³)	233.1	31.2
MV_{GL} (cm ³)	130.5	17.5
$PCSA_{SOL}$ (cm ²)	124.0	12.6
$PCSA_{GM}$ (cm ²)	46.7	7.1
$PCSA_{GL}$ (cm ²)	25.5	3.8
F^{om}_{SOL} (N)	2788.9	284.7
F^{om}_{GM} (N)	1051.6	160.2
F^{om}_{GL} (N)	573.6	84.4

Tabela 2- %RMSE (Root Mean Square Error) para 20% e 60% MVC, utilizando a força máxima da literatura e a calculada aqui com os dados do ultrassom

		Média	Mínimo	Máximo	SD
20% MVC	Literatura	20.66	11.40	33.74	7.37
	Ultrassom	17.92	11.28	27.93	4.90
60% MVC	Literatura	16.53	9.48	28.40	6.68
	Ultrassom	13.89	9.17	21.73	4.61

Para 20% MVC, a %RMSE diminuiu de 20.66 ± 7.37 para 17.92 ± 4.9 . No caso 60% MVC, este valor mudou de 16.53 ± 6.68 to 13.89 ± 4.61 ($p=0.049$). Esta diferença não chega a ser marcante, mas é estatisticamente significativa. Contudo, o valor de força máxima adotado foi uma estimativa que depende apenas de medidas feitas no voluntário, prescindindo de medidas genéricas da literatura.

4. AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi financiado pela CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, no projeto Pro-Engenharias ‘Rede de cooperação em biomecânica muscular’. Agradecemos ainda à EsEFEx - Escola de Educação Física do Exército e ao IPCFEx – Instituto de Pesquisa e Capacitação Física do Exército, Rio de Janeiro.

5. REFERÊNCIAS

Albracht, K., Arampatzis, A., Baltzopoulos, V., 2008. “Assessment of muscle volume and physiological cross-sectional area of the human triceps surae muscle in vivo”. Journal of Biomechanics Vol. 41, pp. 2211-2218.

- Arnold, A.S., Salinas, S., Asakawa, D.J., Delp, S.L., 2000. "Accuracy of muscle moment arms estimated from MRI-based musculoskeletal models of the lower extremity". *Computer Aided Surgery* Vol.5, pp. 108-119.
- Brand, R.A., Pedersen, D.R., Friederich, J. A., 1986. "The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area". *Journal of Biomechanics* Vol. 19, pp. 589-596.
- Chow, R.S., Medri, M.K., Martin, D.C., Leekam, R.N., Agur, A.M., McKee N. H., 2000. "Sonographic studies of human soleus and gastrocnemius muscle architecture: gender variability". *European Journal of Applied Physiology* Vol. 82, pp. 236-244.
- Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C., Guendelman, E., Thelen, D.G., 2007. "OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* Vol. 54, pp. 1940-1950.
- Friederich, J.A., Brand, R.A., 1990. "Muscle fiber architecture in the human lower limb". *Journal of Biomechanics* Vol. 23, pp. 91-95.
- Lieber, R., 2009. "Skeletal Muscle Structure, Function, and Plasticity". 3rd edition, Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, MD.
- Manal, K., Roberts D.P., Buchanan T.S., 2006. "Optimal Pennation Angle of the Primary Ankle Plantar and Dorsiflexors: Variations with sex, contraction intensity and limb". *Journal of Applied Biomechanics* 22, pp. 255-263.
- Menegaldo, L. L., Fleury, A. T., Weber H. I., 2004. "Moment Arms and Musculotendon Lengths Estimation for a Three-Dimensional Lower-limb Model". *Journal of Biomechanics* Vol. 37, pp. 1447-1453.
- Menegaldo, L.L., Oliveira, L.F., 2009, "Effect of muscle model parameter scaling for isometric plantar flexion torque prediction". *Journal of Biomechanics* Vol. 42, pp. 2597-2601.
- Miyatani, M., Kanechisa, H., Ito, M., Kawakami, Y., Fukunaga, T., 2004. "The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups". *European Journal of Applied Physiology* Vol. 91, pp. 264-272.
- Powell, P.L., Roy, R.R., Kanim, P., Bello, M.A., Edgerton, V.R., 1984. "Predictability of skeletal muscle tension from architectural determinations in guinea pig hindlimbs". *Journal of Applied Physiology* Vol. 57, pp. 1715-1721.
- Scovil, C. Y., Ronsky, J. L., 2006. "Sensitivity of a Hill-based muscle model to perturbations in model parameters". *Journal of Biomechanics* Vol. 39, pp. 2055-2063.
- Ward, S.R., Eng, C.M., Smallwood, L.H., Lieber, R.L., 2009. "Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate?". *Clinical Orthopaedics and Related Research* Vol. 467, pp. 1074-1082.
- Wickiewicz, T.L., Roy, R.R., Powell, P.L., Edgerton, V.R., 1983. "Muscle Architecture of the Human Lower Limb". *Clinical Orthopaedics and Related Research* Vol. 179, pp. 275-283.

6. DIREITOS AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso incluído no seu trabalho.

MAXIMUM MUSCLE FORCE ESTIMATION USING ULTRASOUND

Lilium F. Oliveira¹

Luciano L. Menegaldo²

¹Universidade Federal do Rio de Janeiro, Escola de Educação Física, Rio de Janeiro-RJ, e-mail lilium@eefd.ufrj.br

²Instituto Militar de Engenharia, Seção de Engenharia Mecânica e de Materiais, Rio de Janeiro-RJ, e-mail lmeneg@ime.eb.br

Abstract: This paper present a new technique for estimating experimentally the maximum muscle force from ultrasound images. Maximum force is one of the most sensible parameters in Hill-type muscle models. Usually, such parameter is based on cadaver studies, by multiplying muscle specific tension by the Physiological Cross-Sectional Area (PCSA). However, there exists an ambiguity in literature regarding the value of specific tension to be adopted, and frequently this parameter is used as a fitting term. Here, muscle thickness of 8 volunteers triceps surae were measured and used to find muscle volumes of the three components of triceps surae: soleus, gastrocnemius medialis and gastrocnemius lateralis., from volume proportions available in literature. Other parameters are also necessary to find PCSA: muscle fiber length and pennation angles, which were also measured with ultrasound. PSCA is then multiplied by the muscle maximum specific tension, which value is available in literature. The same volunteers performed a dynamometer plantar flexion isometric task, where torque and EMG were sampled simultaneously. Processed EMG was used as inputs of a muscle model to find force and total ankle joint resulting torque. The model was integrated both with the maximum force determined here and with literature available values for such parameter. By comparing the two solutions, a stastically significant reduction on the simulated torque error was observed, if the ultrasound-determined maximum force was used.