

Efeito do teste de contração máxima na normalização da entrada em modelo biomecânico para predição de torque na flexão plantar.

Lilium Fernandes de Oliveira Lab Biomecânica - Departamento de Biociências EEFD-UFRJ,
e-mail: lilium@eefd.ufrj.br

Luciano Luporini Menegaldo, Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro-RJ,
e-mail: lmeneg@ime.eb.br

Introdução

Modelos mecânicos da contração muscular são largamente empregados para estimar a participação relativa de cada músculo no torque articular produzido. Dentre os modelos tipo Hill, o que apresenta maior impacto nas possibilidades de aplicação é o proposto por Zajac (1989), cuja formulação adimensional tem sido aprimorada, considerando componentes de elasticidade e amortecimento dos elementos em série e em paralelo ao elemento contrátil. Conceitualmente, a entrada neste tipo de modelo é a excitação neural do músculo $u(t)$, expressa em função da excitação máxima. Na prática, o sinal de eletromiografia retificado e filtrado representa esta função, que deve ser normalizada pelo valor máximo de ativação, obtido em testes de contração voluntária isométrica máxima (MVC). Testes dessa natureza são extensivamente utilizados para medidas de torque máximo, onde a posição articular adotada tem grande influência nos resultados, com base na relação comprimento/tensão, no comprimento do braço de força e nas propriedades mecânicas do tendão. Por outro lado, para medidas de máxima excitação, a relação entre atividade muscular e torque não está bem estabelecida.

O objetivo deste trabalho é comparar o torque de flexão plantar estimado por um modelo biomecânico, utilizando dois diferentes protocolos de testes de contração máxima para normalização do sinal de entrada.

Métodos

Um grupo de 10 adultos do sexo masculino (idade $18,75 \pm 0,71$ anos, massa $72,89 \pm 6,63$ Kg e estatura $178,05 \pm 7,71$ cm), foi selecionado de uma população de jovens engajados no serviço militar, que apresentavam regime de atividade física regular. Todos os participantes assinaram termo de consentimento para o experimento que foi aprovado pelo Comitê de Ética do HUCCF da UFRJ. O protocolo consistiu de dois testes de MVC e um submáximo para a flexão plantar em um dinamômetro Cybex/NormTM. O teste de MVC, com duração de 5 segundos, foi aplicado em duas posições de tornozelo: a 0° (MVC0) e a 15° de flexão dorsal (MVC15). O teste submáximo, realizado com o tornozelo na posição neutra e feedback visual do sinal de torque, consistiu de degraus de 10 segundos, correspondendo às intensidades de 20 e 60% MVC intercalados por períodos de relaxamento. Os sinais de torque e EMG de superfície dos músculos gastrocnêmio medial, gastrocnêmio lateral e sóleo foram simultaneamente adquiridos por uma placa

conversora A/D (EMGsystemTM) com CMRR= 106dB, filtro analógico passa banda de 10-500Hz e frequência de amostragem de 2 KHz. Os sinais foram posteriormente filtrados digitalmente (passa banda 15-350Hz), retificados e filtrados passa baixa de 2Hz.

Dois sinais de entrada do modelo (excitação $u(t)$) foram obtidos pela normalização do sinal processado do teste de degrau por cada um dos sinais dos testes de CVM. O valor de saída de torque do modelo foi obtido pela soma de cada força muscular estimada multiplicada pelo seu respectivo braço de força no tornozelo, calculado por equação polinomial segundo Menegaldo et al. (2004). A diferença entre torque medido e simulado foi calculado como o erro médio quadrático relativo ao valor de torque medido (EMQ%). Para comparação dos valores de torque, atividade mioelétrica de cada músculo e EMQ% resultantes da modelagem com os dois sinais de excitação (normalizados pelos MVC a 0° e a 15° flexão dorsal), foi aplicado o teste não paramétrico de Wilcoxon com um nível de significância $p=0,05$.

O modelo utilizado está esquematizado na figura 1.

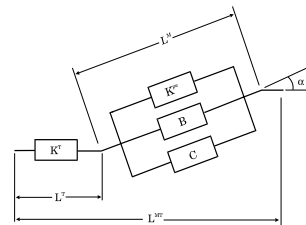


Figura 1- Modelo adimensional de Zajac (1989) com elemento elástico e de amortecimento paralelos.

- K^T = rigidez do tendão
- K^{pe} = rigidez dos elementos elásticos em série
- B = amortecimento
- C = elemento contrátil
- L^T = comprimento do tendão
- L^M = comprimento do elemento contrátil
- L^{MT} = comprimento da unidade músculo-tendão

Dinâmica da ativação: $\dot{x} = (u - a)(k_1 u + k_2)$

Dinâmica da contração:

$$\dot{F}^{\text{em}} = \tilde{k}^T (\tilde{v}^{MT} + \tilde{v}^e(a, \tilde{k}^T, \tilde{k}^{pe}, fl, \tilde{B}, \tilde{F}^T))$$

Parâmetros do modelo: (Delp et al. (1990))

F^{om} = força máxima do músculo

α = Ângulo de penação da fibras musculares

L^{st} = comprimento do tendão relaxado

L^{om} = comprimento ótimo do músculo

Resultados

A Tabela 1 apresenta os resultados de torque máximo e o erro de estimativa do modelo, para as duas excitações de entrada. O torque máximo medido no teste MVC15 foi significativamente maior do que o alcançado com o MVC0. Contudo, não houve diferença significativa no erro de estimativa dos torques, uma vez que os níveis máximos de atividade mioelétrica dos três músculos nos dois testes de MVC foram similares (figura 2)

Tabela 1- Médias (desvio padrão) dos valores de torque máximo medido e erros de previsão do modelo para o protocolo submáximo, utilizando excitações normalizadas pelos dois MVCs.

MVC	Torque (Nm)	EMQR (%)
0° neutra	110,10±14,63	12,10±6,20
15° fl. dorsal	154,60±12,82*	12,24±5,83

* $p < 0,05$ entre os testes de MVC

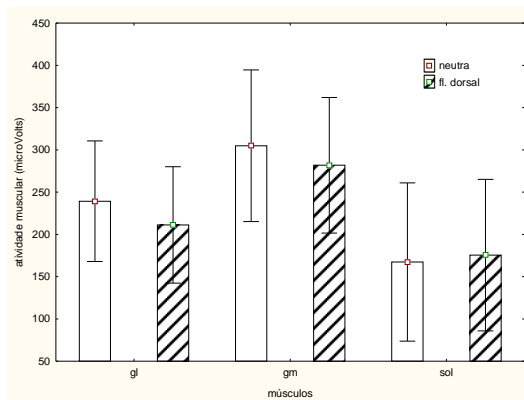


Figura 2- Resultados médios (desvio padrão) dos valores de atividade máxima para os músculos gastrocnêmio lateral (gl), gastrocnêmio medial (gm) e sóleo, nos testes MVC com o tornozelo em posição neutra e em flexão dorsal.

Discussão

O fato de o torque no MVC15 ser aproximadamente 30% maior do que o alcançado no MVC0 é esperado e ratifica outros estudos uma vez que com o tornozelo a 15° de flexão plantar, o tríceps sural apresenta melhor compromisso entre o comprimento muscular dos três músculos com os respectivos braços de força, para a geração de um torque máximo (Maganaris, 2003). Na relação torque flexor plantar X ângulo do tornozelo, diferentes amplitudes na direção da flexão plantar ou dorsal, geram decrescentes níveis de torques, o que explica menor valor obtido com o MVC0. Neste caso, considera-se que o grupamento muscular atua no lado ascendente da curva que representa esta relação, o que, na prática, denota que o comprimento de um ou mais músculos é inferior ao comprimento ótimo. A alteração do braço de momento não explica o aumento do torque no MVC15. Na realidade, ocorre uma diminuição da ordem de 10% no braço de momento na dorsiflexão de 15° (calculado com Opensim, Delp et. al, 2007).

A atividade mioelétrica de cada músculo, ao contrário, não apresentou diferença significativa entre os testes de MVC. A dispersão dos resultados demonstra a alta variabilidade dos indivíduos nas estratégias de ativação muscular, o que está de acordo com a literatura (Sbriccoli et al., 2003). A comparação entre os níveis de atividades dos músculos não é possível, uma vez que os dados representam os valores absolutos em microvolts, que são altamente influenciados por características intrínsecas e extrínsecas à técnica da eletromiografia, como impedância da interface eletrodo/pele, espessura da camada adiposa e distância dos eletrodos da zona de inervação.

Conclusão

Concluimos que, para fins de modelagem biomecânica do torque de flexão plantar utilizando o modelo proposto, não é necessário que o teste de contração voluntária máxima seja aplicado com a articulação correspondente ao pico da relação torque-ângulo. Teste de MVC com o tornozelo em posição neutra, como empregado pela grande maioria dos autores (Fini, 2006), gera nível de atividade mioelétrica adequada para a normalização do sinal de excitação ($u(t)$).

Referências bibliográficas

Delp, S.L., Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp, E.L., Rosen, J.M., An Interactive Graphics-Based Model of the Lower Extremity to Study Orthopedic Surgical Procedures, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 37, pp. 757-767, 1990.

Delp S.L., Anderson F.C., Arnold A.S., Loan P., Habib A., John C.T., Guendelman E., Thelen D.G. OpenSim: Open-source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transaction on biomedical engineering*, Vol. 54, No. 11, 2007.

Fini, T. Structural and Functional Features of Human Muscle-Tendon Unit. Review. *Scandinavian journal of medicine and science in sports*. Vol. 16, pp.147-158, 2006.

Menegaldo L.L., Fleury, A. T. Weber H. I., Moment Arms and Musculotendon Lengths Estimation for a three-dimensional Lower-limb Model, *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, pp.1447-1453, 2004.

Maganaris, C.N., Force-Length Characteristics of the In Vivo Human Gastrocnemius Muscle, *Clinical Anatomy*, Vol. 16, pp.215-223, 2003.

Sbriccoli P., Bazzucchi I., Rosponi A., Bernardi M., De Vito G. and Felici F. (2003) Amplitude and spectral characteristics of biceps Brachii sEMG depend upon speed of isometric force generation. *Journal of Electromyography Kinesiology* 13 (2), 139-147.

Zajac, F.E., Muscle and Tendon: properties, Models, Scaling and Application to Biomechanics and Motor Control, *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol.17, No.4, pp. 359-411, 1989.