

## IDENTIFICAÇÃO DE PARÂMETROS BIOMECÂNICOS DO QUADRÍCEPS FEMORAL ATRAVÉS DA OTIMIZAÇÃO DE DIFERENTES FORMULAÇÕES DO ERRO DE TORQUE

Cláudio B. Heine, Programa de Engenharia Biomédica / Coppe / UFRJ, [claudioheine@yahoo.com](mailto:claudioheine@yahoo.com)  
Luciano L. Menegaldo, Programa de Engenharia Biomédica / Coppe / UFRJ, [lmeneg@peb.ufrj.br](mailto:lmeneg@peb.ufrj.br)

**Resumo.** O conhecimento do valor do torque nas articulações do corpo humano é importante para o estudo do movimento e da reabilitação, e também para a análise de próteses. O cálculo é feito através de modelos matemáticos, tendo em vista que não se pode efetuar a medição diretamente de maneira não-invasiva. Nosso grupo utiliza um modelo dinâmico não-linear tipo-Hill com 4 equações diferenciais ordinárias, sendo as entradas a ativação neural (EMG) e a velocidade do atuador músculo-tendíneo. Foi realizada a identificação de três parâmetros da biomecânica muscular (comprimento do tendão relaxado, força isométrica máxima e ângulo de penação) através da otimização com o algoritmo simulated annealing e duas funções de custo diferentes (FC1 e FC2), que exprimem o erro entre o torque estimado pelo modelo e o medido por um dinamômetro. O objetivo foi comparar os valores identificados dos parâmetros através de cada função de custo. Como padrão foi considerado o valor simulado do torque calculado com valores dos parâmetros conhecidos, que deveriam ser obtidos novamente com o algoritmo de otimização. As reduções nas duas funções de custo comparando o valor inicial (com parâmetros perturbados – simulando seus desconhecimentos) e o valor final (otimizado) foram significativas (98,55% e 95,22%), porém os parâmetros não convergiram para os valores originais. Os maiores erros percentuais absolutos entre os valores dos parâmetros originais e otimizados dos quatro músculos foram: 18,89 para o ângulo de penação do vasto intermédio, usando FC1 e 44,03 para a força isométrica máxima do reto femoral, usando FC2. Já os menores foram 0,26 para o comprimento do tendão relaxado do reto femoral, usando FC1 e 0,15 para o mesmo parâmetro do vasto intermédio, usando FC2. Este estudo mostrou que a minimização da função de custo de erro do torque não é suficiente, devendo-se considerar a utilização de funções de custo alternativas e outros tipos de restrições, a fim de se penalizar discrepâncias para valores não fisiológicos.

**Palavras chave:** identificação, parâmetros, biomecânica muscular, otimização, função de custo

### 1. INTRODUÇÃO

O torque muscular gerado nas articulações do corpo humano é um dado importante para o estudo do movimento fisiológico, em condições patológicas e na reabilitação. Para o cálculo desse torque é necessário o uso de modelos matemáticos, vez que não se pode efetuar a medição diretamente de maneira não-invasiva. Nosso grupo utiliza um modelo dinâmico não-linear da mecânica muscular tipo Hill formulado através de um sistema de 4 equações diferenciais ordinárias cuja integração numérica, para uma entrada de EMG, fornece o torque que cada músculo produz na articulação, sendo o torque total a soma dos torques individuais.

Trata-se de um modelo EMG-driven, em que o sinal da eletromiografia devidamente tratado é uma das entradas (excitação neural -  $u$ ), sendo a outra entrada a velocidade do atuador músculo-tendíneo ( $v_{MT}$ ). Os estados são a ativação ( $a$ ), a força nos tendões ( $F_T$ ), o comprimento da porção contrátil do músculo ( $L_M$ ) e o comprimento do atuador músculo-tendíneo ( $L_{MT}$ ). Dessa forma é possível o estudo da contração isocinética do quadríceps femoral.

Para se determinarem os valores dos parâmetros do modelo muscular, podem ser utilizadas medidas feitas em cadáveres (Wickiewicz *et al.*, 1983, Brand *et al.*, 1986 e Kepple *et al.*, 1998), fatores de escala baseados na antropometria (Manal e Buchanan, 2004, Winby *et al.*, 2008 e Menegaldo e Oliveira, 2009) ou técnicas de imagem, como o ultrassom (Fukunaga *et al.*, 1997, Oliveira e Menegaldo, 2010 e Peixinho *et al.*, 2014).

O presente trabalho testará duas funções de custo de otimização através do algoritmo *simulated annealing* (SA), visando a identificar os valores dos parâmetros força isométrica máxima ( $F_{OM}$ ), comprimento do tendão relaxado ( $L_{ST}$ ) e ângulo de penação ( $\alpha$ ). A primeira função de custo (FC1), com dimensão de torque (Nm), está definida pela Eq. (1) enquanto que a segunda (FC2), adimensional, está definida na Eq. (2). O torque padrão calculado com os parâmetros originais é representado por  $T_p$ , e o torque calculado com os parâmetros otimizados, por  $T_o$ . Serão comparados seus resultados obtidos através da cada função de custo em termos de redução das mesmas e comparação entre os valores encontrados para cada parâmetro.

$$FC1 = \sqrt{\sum (T_p - T_o)^2} \quad (1)$$

$$FC2 = \sum \left| 1 - \frac{T_p}{T_o} \right| \quad (2)$$

Os somatórios serão considerados ponto a ponto, ao longo de toda a extensão do movimento.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

O movimento estudado foi a flexão de joelho realizada pelo vasto medial, vasto lateral, vasto intermédio e reto femoral (quadríceps femoral), tendo cada músculo sido modelado individualmente. Os braços de momento variáveis foram obtidos de suas geometrias (Menegaldo *et al.*, 2004). O torque final na articulação do joelho foi o somatório dos quatro torques individuais.

Por ser um modelo EMG-driven, a excitação neural que chega ao músculo é calculada através do eletromiograma (EMG). Neste trabalho, foi considerado que o voluntário exerceu a contração concêntrica voluntária máxima (MVC), ou seja, sinal de EMG constante e igual a 1 (100%). O comprimento do atuador músculo-tendíneo variava em função do ângulo do joelho, que seria controlado por um dinamômetro, num ciclo de contração máxima concêntrica – excêntrica. Para tanto foram utilizadas equações de regressão (Menegaldo *et al.*, 2004).

Como valores iniciais da ativação e da força no tendão foram utilizados, respectivamente, 1 e  $1 \cdot \cos(\alpha)$ , sendo  $\alpha$  o ângulo de penação. O programa de domínio público OpenSim (Delp *et al.*, 2007) forneceu os valores nominais do comprimento do músculo ( $L_{OM}$ ), o comprimento do tendão relaxado ( $L_{ST}$ ), a força isométrica máxima ( $F_{OM}$ ) e ângulo de penação ( $\alpha$ ). Este modelo não-linear e dinâmico tem como característica ser muito sensível ao parâmetro  $L_{ST}$ , sensível à  $F_{OM}$  e pouco sensível a  $\alpha$ , sem apresentar dependência linear entre os 3 parâmetros otimizados.

O modelo, alimentado com os parâmetros acima, gerou uma curva de torque que foi considerada padrão ( $T_p$ ) para a comparação. Foram alterados os valores dos parâmetros comprimento do tendão relaxado ( $L_{ST}$ ), força isométrica máxima ( $F_{OM}$ ) e ângulo de penação ( $\alpha$ ), com restrições de desigualdade dentro de faixas pré-definidas, a saber:  $L_{ST}$  entre -3% e 5%,  $F_{OM}$  entre -15% e 15%, e  $\alpha$  entre -10% e 15%), gerando o modelo perturbado com 12 parâmetros a serem otimizados (3 x 4 músculos). Como restrições superiores e inferiores foram fornecidos os seguintes valores: (a)  $L_{ST}$  5%, (b)  $F_{OM}$  40% e  $\alpha$  10%. Utilizou-se o algoritmo *simulated annealing* (SA) através do software MATLAB® com a função “simulannealbnd”. Foram testadas 32 temperaturas entre 50 e 5.000 K.

## 3. RESULTADOS

Para a função de custo FC1, a temperatura de 75 K forneceu valores otimizados mais próximos dos corretos, enquanto que para a função de custo FC2, isso ocorreu com a temperatura de 900 K. As reduções nas duas funções de custo comparando o valor inicial (com parâmetros perturbados – simulando seus desconhecimentos) e o valor final (otimizado) foram de 98,55% para a FC1 e 95,22% para a FC2

Na Figura 1 tem-se o torque padrão e o torque com os parâmetros perturbados; já na Figura 2 constam os torques padrão e os obtidos com os valores dos parâmetros otimizados para cada função de custo, com temperaturas iguais a 75 K (FC1) e 900 K (FC2).

Na Tabela (1) encontram-se os valores originais, perturbados e otimizados, para cada músculo, e também o erro percentual entre o valor original e o identificado por cada função de custo (FC1 e FC2).

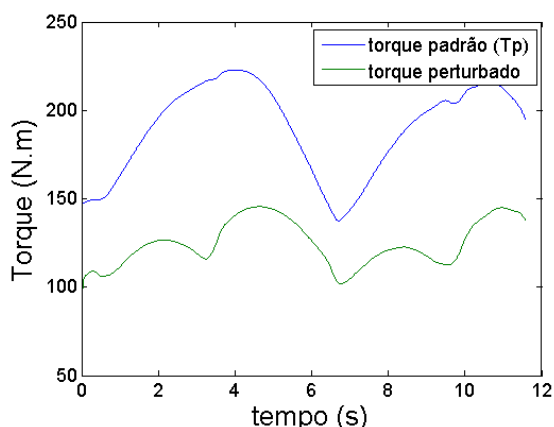


Figura 1. Torque padrão ( $T_p$ ), calculado com os parâmetros originais, e o torque perturbado, calculado com os parâmetros após serem alterados pelos valores descritos no texto

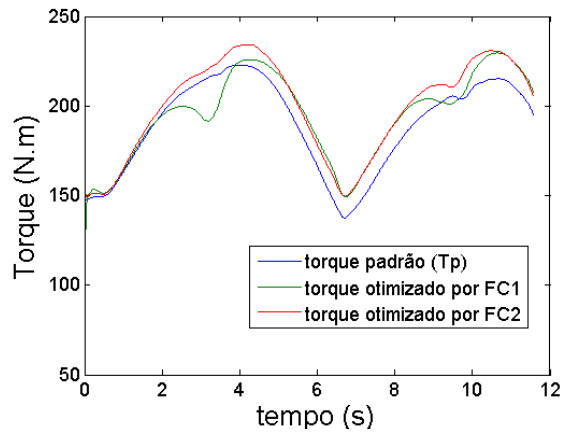


Figura 2. Torque padrão (Tp) e torques calculados com valores dos parâmetros otimizados através das funções de custo FC1 e FC2

Tabela 1. Valores originais, perturbados e otimizados, e o erro percentual entre o valor original e o identificado por cada função de custo (FC1 e FC2), onde VM representa o vasto medial, VL o vasto lateral, VI o vasto intermédio e RF o reto femoral

|                 |              | VM           |        | VL     |        | VI     |        | RF     |        |        |
|-----------------|--------------|--------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| L <sub>ST</sub> | Original     | 0,1260       |        | 0,1570 |        | 0,1360 |        | 0,3460 |        |        |
|                 | Perturbado   | 0,1273       |        | 0,1539 |        | 0,1428 |        | 0,3356 |        |        |
|                 | FC1          | FC2          | 0,1270 | 0,1223 | 0,1547 | 0,1575 | 0,1377 | 0,1358 | 0,3451 | 0,3450 |
|                 | Erro FC1 (%) | Erro FC2 (%) | 0,79   | 2,94   | 1,46   | 0,32   | 1,25   | 0,15   | 0,26   | 0,29   |
| F <sub>OM</sub> | Original     | 1.294        |        | 1.871  |        | 1.365  |        | 779    |        |        |
|                 | Perturbado   | 1.494        |        | 1.768  |        | 1.433  |        | 858    |        |        |
|                 | FC1          | FC2          | 1.495  | 1.185  | 1.789  | 2.060  | 1.441  | 1.160  | 800    | 1.122  |
|                 | Erro FC1 (%) | Erro FC2 (%) | 15,53  | 8,42   | 4,38   | 10,10  | 5,57   | 15,02  | 2,70   | 44,03  |
| α               | Original     | 0,0873       |        | 0,0873 |        | 0,0524 |        | 0,0873 |        |        |
|                 | Perturbado   | 0,0829       |        | 0,0786 |        | 0,0603 |        | 0,0882 |        |        |
|                 | FC1          | FC2          | 0,0804 | 0,0843 | 0,0802 | 0,0774 | 0,0623 | 0,0602 | 0,0870 | 0,0849 |
|                 | Erro FC1 (%) | Erro FC2 (%) | 7,90   | 3,44   | 8,13   | 11,34  | 18,89  | 14,89  | 0,34   | 2,75   |

Os maiores erros percentuais absolutos entre os valores dos parâmetros originais e otimizados dos quatro músculos foram: 18,89 para o α do vasto intermédio, usando FC1 e 44,03 para a F<sub>OM</sub> do reto femoral, usando FC2. Já os menores foram 0,26 para o L<sub>ST</sub> do reto femoral, usando FC1 e 0,15 para o L<sub>ST</sub> do vasto intermédio, usando FC2, conforme Tab (1).

#### 4. DISCUSSÃO

Ambas as funções de custo apresentaram reduções importantes com o algoritmo de otimização escolhido, sendo o gráfico final muito próximo do padrão. A FC1 apresentou melhor resultado em termos de redução percentual. Não

houve, porém, convergência para os valores corretos dos parâmetros em nenhuma das duas. Entretanto, a FC2 apresentou valores mais corretos do  $L_{ST}$  do que a FC1, enquanto para  $F_{OM}$  o padrão foi invertido.

Verificou-se que os parâmetros não são linearmente dependentes. Algumas considerações devem ser feitas, tais como: (a) um erro na estimativa de parâmetros de um músculo pode afetar os de outro (Manal e Buchanan, 2004), (b) considerando a redundância de músculos nas articulações, diferentes combinações dos parâmetros e dos torques individuais podem gerar o mesmo torque único final e (c) o algoritmo utilizado pode ter ficado preso a mínimos locais.

## 5. CONCLUSÃO

Realizou-se uma validação numérica de um possível método de identificação de parâmetros de um modelo da mecânica muscular, antes de sua utilização no caso real. Na literatura, encontrou-se uma validação semelhante apenas para o comprimento do tendão relaxado (Manal e Buchanan, 2004).

O problema formulado apresentou boa convergência da curva de torque final com a utilização das duas funções de custo estudadas. Alguns parâmetros apresentaram boa convergência, com pequeno erro (0,26% para o  $L_{ST}$  do reto femoral e 0,15% para o  $L_{ST}$  do vasto intermédio, usando-se, respectivamente, FC1 e FC2), porém o erro em outros parâmetros foi muito grande (18,89% para o  $\alpha$  do vasto intermédio e 44,03% para a  $F_{OM}$  do reto femoral, usando-se, respectivamente, FC1 e FC2).

Apenas a redução na função de custo do erro de torque não é suficiente, devendo-se considerar a utilização de outras funções de custo alternativas e outros tipos de restrições, a fim de penalizarem discrepâncias para valores não fisiológicos.

## 7. REFERÊNCIAS

- Brand, R. A.; Pedersen, D. R.; Friederich, J. A. "The Sensitivity of Muscle Force Predictions to Changes In Physiologic Cross-Sectional Area". *Journal of biomechanics*, v. 19, n. 8, p. 589–596, 1986.
- Delp, S.; Anderson, F.; Arnold, A.; *et al.* OpenSim: "Open-Source Software To Create And Analyze Dynamic Simulations Of Movement". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2007.
- Fukunaga, T.; Kawakami, Y.; Kuno, S.; Funato, K.; Fukashiro, S. "Muscle Architecture and Function in Humans". *Journal of Biomechanics*, v. 30, n. 5, p. 457–463, 1997. Acesso em: 27/1/2014.
- Kepple, T. M.; Sommer, H. J., 3rd; Lohmann Siegel, K.; Stanhope, S. J. "A Three-Dimensional Musculoskeletal Database for the Lower Extremities". *Journal of biomechanics*, v. 31, n. 1, p. 77–80, 1998.
- Manal, K.; Buchanan, T. S. "Subject-Specific Estimates of Tendon Slack Length: A Numerical Method". *Journal of Applied Biomechanics*, v. 20, n. 2, p. 195–203, 2004.
- Menegaldo, L.; Fleury, A.; Weber, H. "Moment Arms and Musculotendon Lengths Estimation for a Three-Dimensional Lower-Limb Model". *Journal of Biomechanics*, v. 37, n. 9, p. 1447–1453, 2004. Acesso em: 27/12/2013.
- Menegaldo, L. L.; Oliveira, L. F. "Effect of Muscle Model Parameter Scaling for Isometric Plantar Flexion Torque Prediction". *Journal of Biomechanics*, v. 42, n. 15, p. 2597–2601, 2009. Acesso em: 10/1/2014.
- Oliveira, L. F.; Menegaldo, L. L. "Individual-Specific Muscle Maximum Force Estimation Using Ultrasound for Ankle Joint Torque Prediction Using an EMG-Driven Hill-Type Model". *Journal of Biomechanics*, v. 43, n. 14, p. 2816–2821, 2010. Acesso em: 20/1/2014.
- Peixinho, C. C.; Martins, N. S. F.; DE Oliveira, L. F.; Machado, J. C. "Structural Adaptations of Rat Lateral Gastrocnemius Muscle–Tendon Complex to a Chronic Stretching Program and their Quantification Based on Ultrasound Biomicroscopy and Optical Microscopic Images". *Clinical Biomechanics*, v. 29, n. 1, p. 57–62, 2014. Acesso em: 30/1/2014.
- Wickiewicz, T. L.; Roy, R. R.; Powell, P. L.; Edgerton, V. R. "Muscle Architecture of the Human Lower Limb". *Clinical orthopaedics and related research*, n. 179, p. 275–283, 1983.
- Winby, C. R.; Lloyd, D. G.; Kirk, T. B. "Evaluation of Different Analytical Methods for Subject-Specific Scaling of Musculotendon Parameters". *Journal of biomechanics*, v. 41, n. 8, p. 1682–1688, 2008.

## 8. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao CNPq, à CAPES, à FAPERJ e à FINEP pelo apoio financeiro.

## 9. ABSTRACT

Joint torque analysis of human joints is an important tool for the study of movement and rehabilitation, as well as for the design of prostheses. Mathematical models are used for this purpose, since measurements cannot be done directly and, simultaneously, in a non-invasive way. For estimating joint torques, we use a nonlinear dynamic Hill-type model with four ordinary differential equations, in which the inputs are the neural activation (EMG) and the velocity of the musculotendon actuator. Here, the identification of three parameters of the model was performed: tendon slack

length, maximum isometric force, and pennation angle. The identification was performed as an optimization problem with two different cost functions (FC1 and FC2), both related to the torque error between measured and estimated torques, using the simulated annealing algorithm. The torque curve calculated by integrating the ordinary differential equations with known values of the parameters was considered as 'measured'. These values were changed to simulate a run with unknown parameters. Comparing the initial values of the cost functions (simulating the unknown parameters) with the final ones (with optimized values), the reductions in both cost functions were significant (98.55% and 95.22%), but some parameters did not converge exactly to their original values. The greatest absolute percentage error between the values of the original and optimized parameter values of the four muscles were: 18.89 for the pennation angle of the vastus intermedius, using FC1 and 44.03 for maximum isometric force of the rectus femoris, using FC2. The smallest errors were 0.26 for the tendon slack length of the rectus femoris, using FC1 and 0.15 for the same parameter of the vastus intermedius, using FC2. The chosen cost functions have shown to be not sufficient to identify correctly the parameters; alternative cost functions and other constraints should be considered, in order to penalize discrepancies for non-physiological values.

## **6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES**

Os autores é são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.