

MODELO BIOMECÂNICO DA PROPULSÃO DE CADEIRAS DE RODAS UTILIZANDO DADOS MÚSCULO-ESQUELÉTICOS DO OPENSIM

Heitor Rogério Costa, Depto. de Eng. Mecânica, Centro Universitário da FEI, heitor.rogerio@uol.com.br

Marko Ackermann, Depto. de Eng. Mecânica, Centro Universitário da FEI, mackermann@fei.edu.br

Resumo. Apesar da importância das cadeiras de roda na vida de milhões de usuários no Brasil e no mundo, este meio de locomoção é considerado ineficiente e pode ocasionar lesões e dor nos membros superiores. Há, por este motivo, um grande esforço na literatura especializada no sentido de propor melhorias na propulsão de cadeiras de roda visando diminuir a incidência destes problemas. Modelos computacionais do sistema cadeira de rodas e usuário podem ajudar nesta tarefa, mas os trabalhos utilizando esta abordagem ainda são escassos. Neste contexto, este trabalho tem como objetivo propor um modelo computacional realista da fase de propulsão da cadeira de rodas baseado em um modelo mecânico do sistema cadeira de rodas e usuário durante a fase de propulsão e em um modelo complexo do sistema músculo-esquelético dos membros superiores disponibilizado no amplamente adotado programa OpenSim. Os dados do modelo músculo-esquelético são extraídos do OpenSim para determinadas condições de propulsão e integradas ao modelo mecânico para realização de simulações. Para a determinação das forças e ativações musculares, utiliza-se um método de otimização estática. O modelo e a abordagem propostos são utilizados de maneira ilustrativa em uma simulação da propulsão de uma cadeira de rodas em uma rampa inclinada. Os resultados mostram o potencial de aplicação da abordagem em estudos envolvendo ajustes da cadeira de rodas tais como a determinação de posicionamento relativo adequado entre o assento e o aro.

Palavras chave: cadeiras de rodas, propulsão, modelos biomecânicos, simulação computacional

1. INTRODUÇÃO

O número de usuário de cadeiras de rodas é elevado no Brasil e no mundo. Apesar da importância deste dispositivo na vida de milhões de pessoas, a locomoção com cadeiras de rodas é considerada um dos meios menos eficientes de deslocamento (van der Woude et al., 2001). Além disso, a incidência de lesões nas articulações dos membros superiores e a taxa de ocorrência de dor são extremamente elevadas entre usuários (Cooper et al., 1999).

Para reduzir alguns destes problemas, muitos autores propõem melhorias no projeto de cadeiras de rodas, ajustes mais adequados da posição relativa entre ombro e eixo da roda traseira, sistemas mecânicos de redução, sistemas de auxílio motorizado e estratégias alternativas de propulsão (van der Woude et al., 2006). No entanto, estes ajustes e modificações são frequentemente propostos com base na experiência e testados empiricamente a posteriori. Raramente são realizados estudos sistemáticos e análises objetivas suportadas, por exemplo, por simulações computacionais dos efeitos de tais ajustes no desempenho esperado das cadeiras de rodas. Estudos baseados em modelos e simulações da propulsão são ainda escassos (Rankin et al. 2011; Ackermann et al., 2014).

Neste contexto, este trabalho propõe um modelo do sistema cadeira de rodas e usuário durante a fase de propulsão integrado a um modelo do sistema músculo-esquelético dos membros superiores disponibilizado no amplamente adotado programa OpenSim (Delp et al., 2007). O modelo e a abordagem desenvolvidos são utilizados em uma simulação ilustrativa da propulsão de uma cadeira de rodas manual em uma rampa.

2. MÉTODOS

2.1. Modelo mecânico do sistema cadeira de rodas e usuário na fase de propulsão

O modelo mecânico desenvolvido para o sistema usuário e cadeira de rodas é composto por quatro corpos rígidos contidos no plano sagital (Fig. 1): braços, antebraços, rodas e conjunto composto por corpo sem braços e cadeira de rodas sem rodas. As articulações do ombro e do cotovelo são consideradas juntas de revolução e são atuadas pelos músculos que as cruzam. Os ângulos β e α designam, respectivamente, as orientações dos segmentos do braço e do antebraço em relação à vertical. O escorregamento da roda é desprezado, de forma que seu deslocamento angular γ é atrelado ao deslocamento horizontal x pelo raio da roda. Na fase de propulsão, as mãos estão conectadas ao aro formando uma cadeia cinemática fechada tal que o sistema apresenta um único grau de liberdade.

Nas simulações apresentadas na seção 3, os dados antropométrico para uma pessoa de 70 kg e 1,7 m de altura foram extraídos do modelo escalonado do OpenSim para garantir a compatibilidade entre os dois modelos, como explicado na seção 2.2. O atrito de resistência ao rolamento de ambas as rodas foi considerado como sendo de 20 N, um valor médio extraído de van der Woude et al. (2003). A inclinação da rampa escolhida para a simulação ilustrativa foi de 2°.

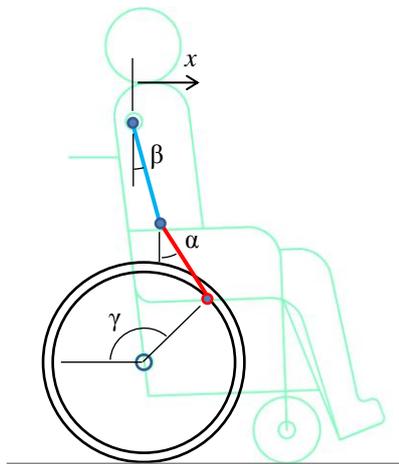


Figura 1. Modelo mecânico do sistema usuário e cadeira de rodas. Os quatro corpos rígidos que compõem o modelo são ilustrados em cores diferentes: braços (azul), antebraços (vermelho), rodas da cadeira de rodas (preto), corpo sem braços + cadeira de rodas sem roda (verde).

As equações de movimento foram derivadas utilizando o formalismo de Newton-Euler (Schiehlen, 1997) para o sistema em malha aberta, sem o contato das mãos com os aros, de três graus de liberdade utilizando $y = [x; \beta; \alpha]$ como coordenadas generalizadas:

$$M\ddot{y} + k(\dot{y}, y) = k_e(y) + D \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} + H \begin{bmatrix} \tau_o \\ \tau_c \end{bmatrix} \quad (1)$$

onde M é a matriz de massa, k é a matriz de forças generalizadas de Coriolis e centrífugas, k_e é o vetor de forças generalizadas aplicadas exceto aquelas provenientes das forças de contato com os aros (F_x e F_y) e dos momentos no ombro τ_o e no cotovelo τ_c . A equação (1) é completada na fase de propulsão pelas duas restrições cinemáticas provenientes do contato das mãos com os aros, $c_1(x, \beta, \alpha) = 0$ e $c_2(x, \beta, \alpha) = 0$, que definem a cadeia cinemática fechada.

2.2. Modelo músculo-esquelético de membros superiores do OpenSim

No programa de modelagem e simulação OpenSim (versão 3.2) foi utilizado o modelo músculo-esquelético “ArmCurling_StatOpt” desenvolvido por Holzbaaur et al. (2005) com base no modelo 3DGaitModel2354.osim (Delp et al., 2007) e o modelo de Stanford VA do membro superior Model.osim (Holzbaaur et al., 2007). Neste modelo, são considerados 21 músculos do membro superior do tipo Hill, sendo 4 deles músculos biarticulares, agindo no ombro e no cotovelo. Para a compatibilização com o modelo do Matlab esse modelo adotado possui simplificações na sua cinemática. A articulação esférica do ombro agindo apenas no plano sagital passa a ser considerada como uma junta de revolução, não sendo considerados os movimentos da escápula e da clavícula. Os movimentos de desvio radial, desvio ulnar, extensão e flexão do punho também são desconsiderados, agindo também como uma junta de revolução no plano sagital. O mesmo ocorre com o cotovelo.

O modelo de músculo utilizado foi o de Schutte et al. (1993) incorporando as relações de força-comprimento e força-velocidade. Neste modelo, a força no tendão do músculo i pode ser expressa por:

$$Ft_i = a_i \cdot fl_i \cdot fv_i \cdot \cos(\theta_i) \cdot Fiso_i = a_i \cdot K_i \cdot Fiso_i, \quad (2)$$

onde a_i é a ativação do músculo, $Fiso_i$ é a força isométrica máxima, θ_i é o ângulo de penação das fibras, fl_i e fv_i são, respectivamente, as relações força-comprimento e força-velocidade e K_i é o fator de modulação que incorpora as relações força-velocidade, força comprimento e o efeito do ângulo de penação do músculo i . Por se tratar de um modelo em que ambos os membros superiores estão envolvidos, a força isométrica máxima foi multiplicada por 2. Os momentos no ombro e no cotovelo são obtidos a partir dos braços de momento dos músculos

$$\tau_o = \sum_{i=1}^{21} d_{o,i} \cdot Ft_i \quad \text{e} \quad \tau_c = \sum_{i=1}^{21} d_{c,i} \cdot Ft_i, \quad (3)$$

onde $d_{o,i}$ e $d_{c,i}$ são os braços de momento do músculo i em relação ao ombro e ao cotovelo, respectivamente. A simulação no MATLAB foi desenvolvida levando-se em consideração as características antropométricas de um indivíduo brasileiro mediano com 1,70 m de altura e 70 kg de massa corporal. Os dados antropométricos do modelo do OpenSim foram utilizados no modelo mecânico implementado no MATLAB.

2.3. Integração entre os modelos

A integração entre o modelo mecânico implementado em Matlab e o modelo músculo-esquelético disponibilizado no OpenSim ocorre de acordo com as etapas representadas na Fig. 2. A primeira etapa consiste em calcular a série temporal dos ângulos dos segmentos do braço $\beta(t)$ e $\alpha(t)$ a partir da velocidade (v) do aro e dos valores inicial e final (γ_i e γ_f) que indicam as posições inicial e final das mãos sobre o aro. Para tanto, são resolvidas as expressões da restrição cinemática de cadeia cinemática fechada ($c_1(x, \beta, \alpha) = 0$ e $c_2(x, \beta, \alpha) = 0$) para os ângulos β e α . Na segunda etapa, estes dados são utilizados no OpenSim para prescrever o movimento do membro superior ao longo do tempo em uma otimização estática em que se consideram os tendões dos músculos rígidos e as relações força-comprimento e força velocidade. A partir dos resultados desta simulação, calculam-se os fatores moduladores K_i para cada músculo i e para cada instante do tempo considerados pela Eq. (2) a partir das forças nos tendões F_{t_i} , das ativações musculares a_i e da força isométrica máxima F_{iso_i} . São também extraídos do OpenSim os braços de momento de todos os músculos, $d_{c,i}$ e $d_{o,i}$, em relação às duas articulações, cotovelo e ombro, respectivamente.

Desta forma, os momentos no ombro e no cotovelo podem ser escritos em função das ativações musculares como

$$\begin{bmatrix} \tau_o \\ \tau_c \end{bmatrix} = A \begin{bmatrix} a_1 \\ \vdots \\ a_{21} \end{bmatrix}, \quad (4)$$

onde A é uma matriz de dimensão 2×21 que leva as ativações musculares aos momentos nas articulações e contém as informações F_{iso_i} , K_i , $d_{o,i}$ e $d_{c,i}$ para os 21 músculos do modelo. Assim, a Eq. (1) pode ser reescrita como

$$M\ddot{y} + k(\dot{y}, y) = k_e(y) + D \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} + HA \begin{bmatrix} a_1 \\ \vdots \\ a_{21} \end{bmatrix}. \quad (5)$$

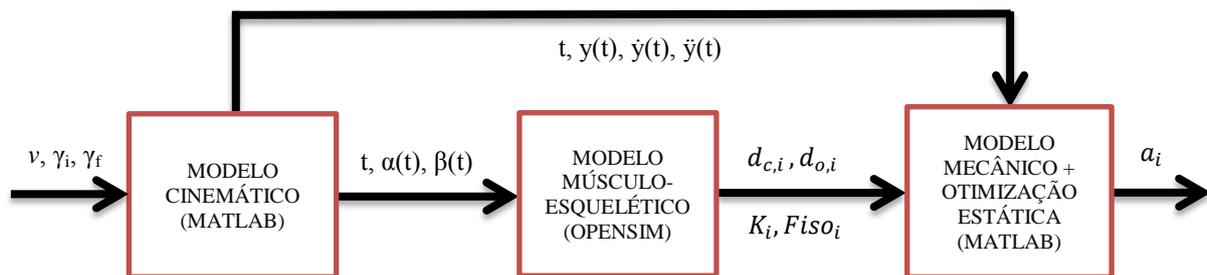


Figura 2. Diagrama de blocos mostrando as etapas para se estimar as ativações e forças necessárias para a propulsão para condições de velocidade, forças externas e inclinação da rampa fornecidos.

2.4. Otimização estática

A solução do problema de indeterminação das forças e ativações musculares para uma dada condição de propulsão (forças resistivas, inclinação da rampa e velocidade de locomoção), é obtida utilizando-se a técnica de otimização estática (Ackermann e Schiehlen, 2009) implementada em Matlab. Para cada instante do tempo, um problema de otimização é resolvido que consiste em determinar as variáveis de otimização, a_i ($i = 1 \dots 21$), F_x e F_y , que minimizam a função custo quadrática

$$J = \sum_{i=1}^{21} a_i^2. \quad (6)$$

O problema é sujeito às restrições fisiológicas de que a ativação dos músculos a_i são limitadas por 0 e 1. Outra restrição do problema de otimização é a de que as ativações e componentes das forças no aro satisfaçam as equações do movimento na Eq. (5). Estas últimas são restrições lineares.

3. RESULTADOS

As Figs. 3 e 4 mostram os resultados da simulação realizada para uma inclinação de rampa de 2° e uma velocidade constante do aro de 0,1 m/s, considerando uma força de resistência ao rolamento de 20 N. A Fig. 3 mostra o valor da função custo para cada posição angular γ , mostrando as regiões mais e menos favoráveis para propulsão. Ainda nesta figura, apresenta-se desenho esquemático mostrando as forças aplicadas no aro pelo usuário. A Fig. 4 mostra as forças, ativações, fatores K_i e braços de momento para músculos selecionados ao longo do movimento de propulsão.

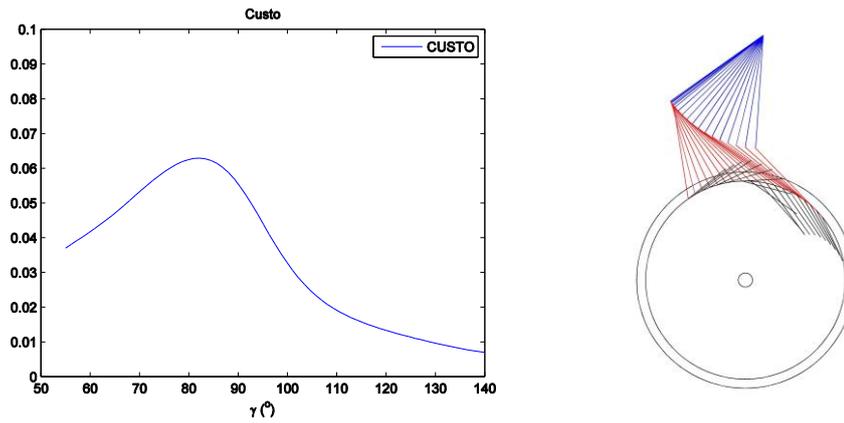


Figura 3. O gráfico à esquerda mostra o valor da função custo, Eq. (6), em função da posição angular das mãos sobre o aro. O desenho esquemático à direita mostra a posição dos membros superiores (em cores) e a força aplicada no aro (em preto) para cada posição angular.

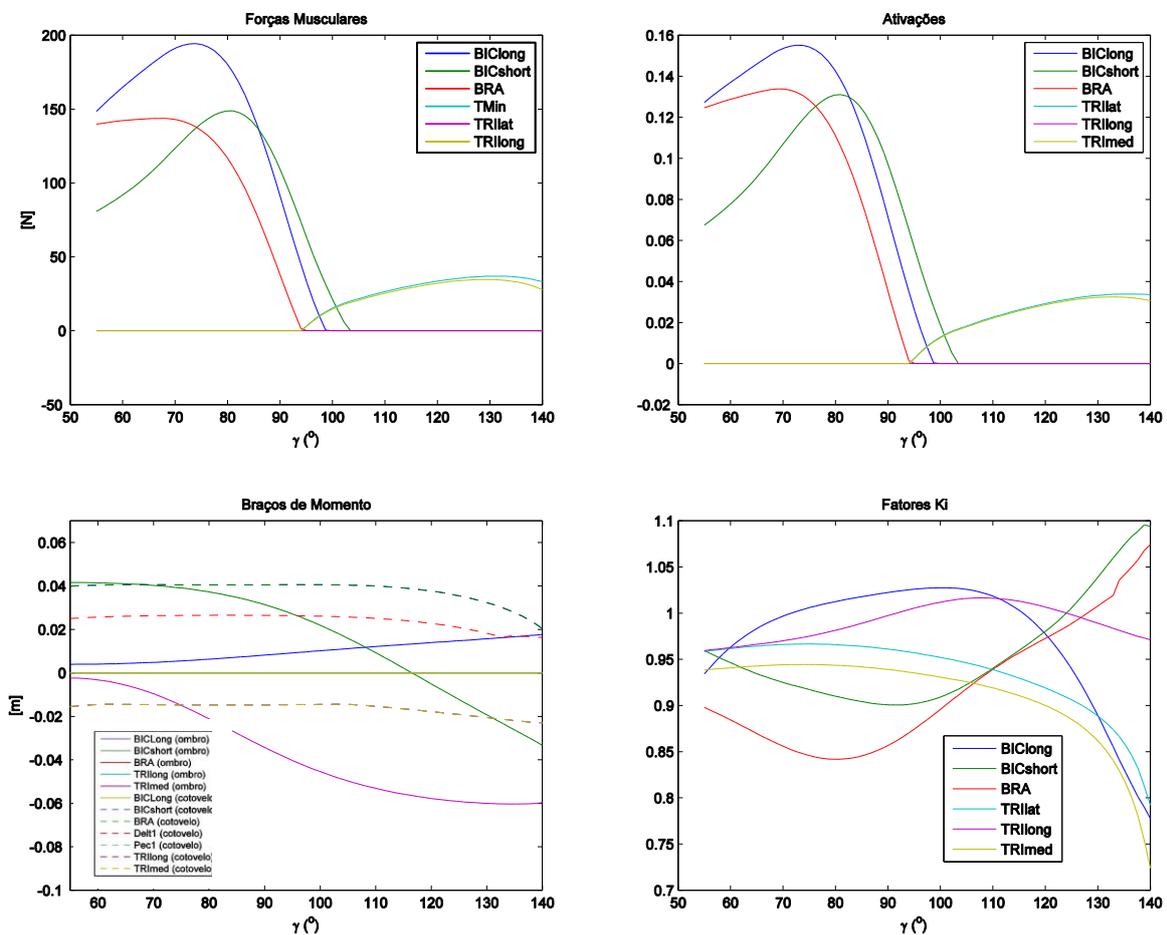


Figura 4. Resultados da simulação para músculos selecionados: bíceps longo (BICLong), bíceps curto (BICshort), braquial (BRA), tríceps lateral (TRlat), tríceps longo (TRlong) e tríceps medial (TRmed). (Linhas sólidas e tracejadas para braços de momento em relação ao ombro e cotovelo, respectivamente.)

4. DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

O custo em cada posição angular das mãos sobre o aro (Fig.3 à esquerda) mostra que a região mais favorável para a propulsão ocorre para γ entre 110° e 140° para as condições simuladas. A região de ângulos γ menores é claramente desfavorável do ponto de vista biomecânico. O diagrama de forças no aro (Fig. 3 à direita) mostra que a direção ótima das forças de contato do ponto de vista de esforço muscular não é tangente ao aro. Este resultado indica que componentes radiais não significam necessariamente ineficiência na propulsão, como defendem alguns autores, mas resultam da configuração imposta aos membros superiores assim como de aspectos biomecânicos.

Os resultados para os músculos (Fig. 4) ilustram a forte variação do fator modulador da força muscular K_i e também a significativa variação dos braços de momento dos músculos ao longo do movimento de propulsão, o que indica a importância de se considerar estes fatores na análise biomecânica da propulsão de cadeiras de rodas.

Esta simulação ilustrativa mostra o potencial do modelo e da abordagem propostos para a investigação da propulsão de cadeiras de rodas. Esta abordagem pode, por exemplo, fornecer subsídios para ajustes mais adequados da posição relativa entre o ombro e o eixo da roda traseira da cadeira de rodas.

5. REFERÊNCIAS

- Ackermann, M.; Schiehlen, W.; “Physiological methods to solve the force-sharing problem in biomechanics”, In: Computational Methods in Applied Sciences, Springer, vol. 12, pp.1-23, 2009.
- Ackermann, M.; Leonardi, F.; Costa, H.R.; Fleury, A. T.; “Modeling and optimal control formulation for manual wheelchair locomotion: The influence of mass and slope on performance”, 2014 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, pp. 1079-1084, 2014.
- Cooper, R.A.; Quatrano L.A.; Axelson P.W.; Harlan W.; Stineman M.; Franklin B.; Krause, J.S.; Bach J.; Chambers H.; Chao, E.Y.; Alexander, M; Painter, P.; “Research on physical activity and health among people with disabilities: a consensus statement”, Journal of Rehabilitation Research and Development, vol. 36, pp.1-18, 1999.
- 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 Transactions on Biomedical Engineering, vol. 54, pp. 1940-1950, 2007.
- Holzbaur, K.R.; Murray W.M.; Delp, S.L.; “A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control”, Annals of Biomedical Engineering, vol. 33, No. 6, pp. 829-840, 2005.
- Rankin, J.W.; Richter, M.; Neptune, R. R.; “Individual muscle contributions to push and recovery subtasks during wheelchair propulsion”, Journal of Biomechanics, vol. 44, pp. 1246-1252, 2011.
- Schiehlen, W.; “Multibody system dynamics: roots and perspectives”, Multibody System Dynamics, vol. 1, pp.149-188, 1997.
- Van der Woude, L.H.V.; de Groot, S.; Janssen, T.W.J.; “Manual wheelchairs: research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health”, Medical Engineering and Physics, vol. 28, pp.905-915, 2006.
- Van der Woude, L.H.V.; Veeger, H.E.J; Dallmeijer, A.J.; Janssen, T.W.J.; Rozendaal, L.A.; “Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion”, Medical Engineering and Physics, vol. 23, pp.713-733, 2001.
- Van der Woude, L.H.V.; Geurts, C.; Winkelman, H.; Veeger, H.E.J.; “Measurement of wheelchair rolling resistance with a handle bar technique”, Journal of Medical Engineering & Technology, vol. 27, No.6, pp.249-258, 2003.
- Yamaguchi G.T., Zajac F.E.: “A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism”, Journal of Biomechanics, vol. 21, pp. 1-10, 1989.

6. AGRADECIMENTOS

Agradecemos o apoio do MCTI/CNPq (projeto 458717/2013-4).

7. ABSTRACT

In spite of the millions of wheelchair users around the world, wheelchair locomotion is considered inefficient and can cause pain and injuries to the upper extremities. For this reason, there is a large number of publications proposing improvements to the design and adjustment of wheelchairs. Computational models can help with this task but studies using this approach are still scarce. In this context, this study aims at developing a computational model of wheelchair propulsion by integrating a model of the wheelchair & user system dynamics with a musculoskeletal model of the upper limbs available in the software OpenSim. Musculoskeletal data is obtained from the OpenSim model for a given, pre-defined motion, and utilized in a wheelchair propulsion simulation implemented in Matlab. In order to determine individual muscle forces, a static optimization approach is employed. The proposed model and approach are used in an illustrative simulation of wheelchair propulsion on a slope. The results show the potential of application of this approach in studies such as the determination of the appropriate position of the seat with respect to the rim.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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