

INVESTIGAÇÃO DE FORMAS ALTERNATIVAS DE PROPULSÃO MANUAL DE CADEIRAS DE RODAS UTILIZANDO SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

Rubens Jobs Borges de Souza¹, Marko Ackermann²

^{1,2} Departamento de Engenharia Mecânica, Centro Universitário FEI
rubens_jobs@hotmail.com, mackermann@fei.edu.br

Resumo: O objetivo do projeto é encontrar trajetórias alternativas e otimizadas para a propulsão manual de cadeiras de rodas. Para isso, foram desenvolvidas simulações computacionais para o movimento dos membros superiores utilizando modelos do sistema musculoesquelético.

1. Introdução

No mundo, cerca de 1 bilhão de pessoas possuem alguma deficiência [1]. Além disso, cerca de 80% das pessoas com deficiência vivem em países em desenvolvimento. No Brasil, há cerca de 45,6 milhões de pessoas com alguma deficiência sendo que 3,7 milhões de pessoas possuem grande dificuldade motora [2]. Apesar do grande número de usuários, o tipo de propulsão convencional, por meio de aros conectados diretamente às rodas, é considerado ineficiente e leva a alta incidência de lesões nos membros superiores [3,4,5]. Para mitigar alguns destes efeitos negativos, a comunidade científica vem propondo formas alternativas de propulsão [6]. No entanto, ainda são escassos os estudos que analisam objetivamente estas estratégias. Neste contexto, este projeto visa investigar objetivamente formas alternativas de propulsão do ponto de vista do esforço muscular e do risco de lesão nos membros superiores.

2. Metodologia

No início do projeto, foi definido que seria estudada a movimentação dos membros superiores no plano sagital (plano que divide o corpo ao meio em lado direito e lado esquerdo) de forma a facilitar a análise.

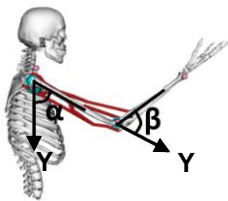


Figura 1 – Modelo de membro superior utilizado na simulação, com indicação dos ângulos α e β .

O modelo utilizado (Figura 1) tem dois graus de liberdade e seu movimento é representado pelos ângulos α e β . Foi definido que α variaria de -30° até 90° e que β variaria de 0° até 130° de forma a garantir movimentos anômicos (biomecanicamente favoráveis) [7]. Baseando-se nestes limites de movimento, é possível determinar a área de trabalho que consiste na área de movimentação do membro superior dentro da qual todas

as trajetórias estão localizadas. Na Figura 2, as curvas vermelhas representam os limites da área de trabalho e em preto podemos ver um exemplo de trajetória circular de raio 0,1 m.

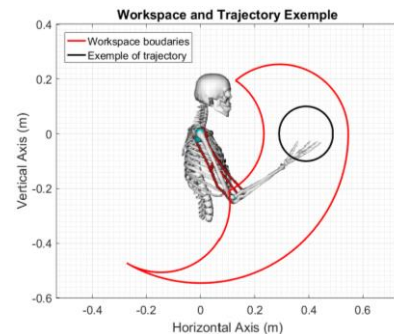


Figura 2 – Área de trabalho utilizada e um exemplo de trajetória circular.

O software OpenSim foi utilizado para o processamento de dados biomecânicos dos 6 músculos do modelo e o MATLAB para fazer o processamento dos dados [8,9,10].

Foi adotado como critério de desempenho o trabalho máximo que pode ser realizado ao longo de um ciclo completo da trajetória de acordo com as seguintes expressões:

$$\tau = \oint \vec{F}_{tangential_{max}} \cdot d\vec{s} \quad (1)$$

$$F_{tangential} = [\cos\theta \quad \sin\theta] A B F_{ISO_{Max}} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ a_4 \\ a_5 \\ a_6 \end{bmatrix} \quad (2)$$

sendo que a força tangencial à trajetória depende da posição do membro superior e dos braços de momento, das forças isométricas máximas e das ativações dos músculos, vide Fig. 3.

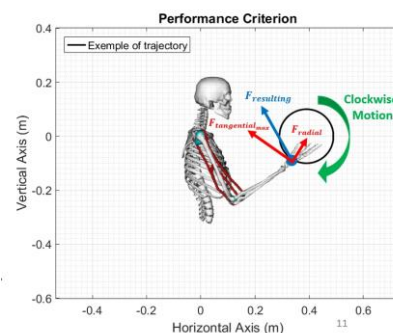


Figura 3 – Decomposição da força resultante na direção tangencial.

A força tangencial é determinada desta forma para os pontos da trajetória considerados (1800 neste trabalho). Para determinar a máxima força tangencial na Eq. (2), é necessário adotar 1 para a ativação dos músculos agonistas (favoráveis ao movimento) e 0 para os músculos antagonistas (não favoráveis ao movimento) em cada ponto da trajetória.

Depois de calculadas as máximas forças ao longo da trajetória, calcula-se o trabalho destas forças tangenciais ao longo da trajetória determinando assim o trabalho máximo de uma determinada trajetória. Foi calculado o trabalho máximo para 152 trajetórias de raio 0,1 m dentro da área de trabalho. Desta maneira foi possível identificar as áreas mais favoráveis para estas trajetórias circulares sob o ponto de vista do trabalho máximo disponível. Estas trajetórias são favoráveis porque em condições normais de propulsão o esforço muscular será menor para estas trajetórias.

3. Resultados

Utilizando a metodologia descrita anteriormente, foram feitos os cálculos tanto para o sentido horário (CW) quanto para o sentido anti-horário (CCW).

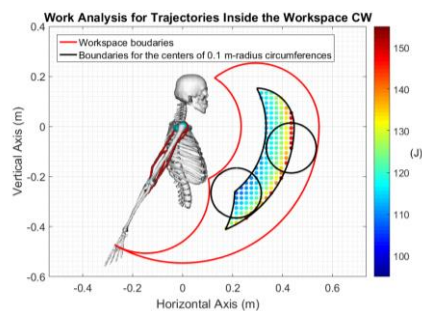


Figura 4 – Ilustração do trabalho realizado por cada trajetória no sentido horário através de um ponto no centro da trajetória cuja cor indica o trabalho máximo da respectiva trajetória.

A trajetória de máximo trabalho, ilustrada por um ponto vermelho escuro na Figura 4, foi de 153,3 J e a trajetória de mínimo trabalho, 107,6 J, é ilustrada por um ponto azul escuro.

O mesmo procedimento foi feito para trajetórias no sentido anti-horário e os resultados tiveram uma variação média de 0,3 % em relação aos resultados para o sentido horário.

Considerando as trajetórias de máximo e mínimo trabalho, tanto no sentido horário quanto anti-horário, foi possível observar a distribuição de força ao longo da trajetória, vide Fig. 5.

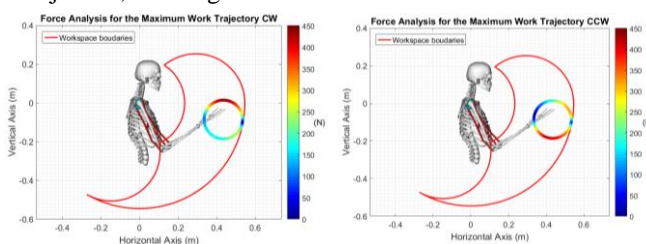


Figura 5 – Trajetórias de máximo trabalho no sentido horário (CW) e anti-horário (CCW).

4. Conclusões

Através deste projeto de iniciação científica, pudemos comprovar que diferentes sentidos de rotação têm um pequeno impacto no trabalho da trajetória e que a posição da trajetória tem grande impacto no trabalho máximo disponível para a propulsão. Desta forma, trajetórias distantes do corpo seriam mais favoráveis para a realizar da propulsão da cadeira de rodas. Além disso, foi possível observar que o sentido de rotação interfere diretamente na distribuição de forças ao longo da trajetória. Vale destacar que a relação força-comprimento-velocidade não foi considerada nesse projeto e será considerada em estudos futuros.

5. Referências

- [1] NAÇÕES UNIDAS NO BRASIL. **A ONU e as pessoas com deficiência**. Disponível em: <<https://nacoesunidas.org/acao/pessoas-com-deficiencia/>>. Acesso em: 01 set. 2017.
- [2] IBGE. **Censo 2010**. Disponível em: <<https://cidades.ibge.gov.br/brasil/pesquisa/23/23612?detalhes=true>>. Acesso em: 01 set. 2017.
- [3] WOUDE, L. V. D. et al. Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. **Medical Engineering & Physics**, Amsterdam, v. 23, n. 10, p. 713-733, dez. 2001.
- [4] BONINGER, M. L. et al. Propulsion Patterns and Pushrim Biomechanics in Manual Wheelchair Propulsion. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, [S.L.], v. 83, n. 5, p. 718-723, 2002.
- [5] CURTIS, K. A. et al. Effect of a standard exercise protocol on shoulder pain in long-term wheelchair users. **Spinal Cord**, California, v. 37, n. 6, p. 421-429, 1999.
- [6] CHOROMĄSKI, W.; FIOK, K.; DOBRZYŃSKI, G.. Optimizing the lever propelling system for manual wheelchairs. **Bulletin of the Polish Academy of Sciences. Technical Sciences**, Warszawa, v. 60, n. 4, p. 793-800, 2013.
- [7] DELP, S. L. et al. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Stanford, v.54, n. 11, p. 1940-1950, 2007.
- [8] LEE, L.-F.; UMBERGER, B. R. Generating optimal control simulations of musculoskeletal movement using OpenSim and MATLAB. **PeerJ**, p. 1-18, 2016.
- [9] MANSOURI, M.; REINBOLT, J. A. A platform for dynamic simulation and control of movement based on OpenSim and MATLAB. **Journal of Biomechanics**, Knoxville, v. 45, n. 8, p. 1517-1521, 2012.
- [10] ERDEMIR, A. et al. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. **Clinical Biomechanics**, v. 22, n. 2, p. 131-154, 2007.

Agradecimentos

Ao Centro Universitário FEI pela oportunidade de desenvolver científico através dessa iniciação científica.

¹ Aluno de iniciação científica do Centro Universitário FEI. Projeto com vigência de 04/17 a 03/18.