

EFEITOS DA ASSISTÊNCIA MOTORIZADA PARCIAL SOBRE A LOCOMOÇÃO COM CADEIRA DE RODAS POR MEIO DE SIMULAÇÃO PREDITIVA

Maurício Alves de Almeida Martins, Centro Universitário FEI, mauricio.aamartins@gmail.com

Marko Ackermann, Centro Universitário FEI, mackermann@fei.edu.br

Fabrizio Leonardi, Centro Universitário FEI, fabrizio@fei.edu.br

Abstract. *The branch of assistive technology research applied to wheelchairs includes as its objectives to analyze and to understand the loads on the user during locomotion with wheelchairs. The large upper extremity loads and the repetitions of the propulsion movement increase the incidence of upper limbs injuries, pain and muscle fatigue. The main goal of this study is investigating through numerical simulations of a dynamic four-bar model the influence of partial assistance by means of an electric motor attached to the wheels of a manual wheelchair. The findings include a decrease in propulsion frequency together with the expected decrease in upper limb joint moments as assistance is increased.*

Key words: *Wheelchair locomotion. Human movement simulation. Optimal Control. Pushrim-activated power wheelchair*

1. INTRODUÇÃO

Segundo o IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística), 23,9% da população brasileira possui algum tipo de deficiência e isto equivale a mais de 45 milhões de brasileiros. O estudo mostra que 14 milhões de pessoas são portadoras de deficiência motora, das quais 5 milhões dependem exclusivamente de cadeiras de rodas para se locomoverem.

Este meio de transporte é de suma importância para os milhões de usuários no mundo inteiro, porém a cadeira de rodas manual requer um grande consumo de energia do usuário e apresenta uma eficiência muito baixa, conforme o trabalho de van der Woude *et al.* (2001). Além disso, pode provocar sérias lesões e dores aos membros superiores dos usuários (Boninger *et al.*, 2002; Cooper *et al.*, 1999).

Uma alternativa à cadeira de rodas manual é a cadeira de rodas com assistência parcial, também conhecida como *Pushrim activated power wheelchair* (PAPAW). Esse tipo de cadeira tipicamente utiliza motores elétricos acoplados, por exemplo, aos eixos das rodas traseiras. O usuário ainda necessita aplicar força no aro de propulsão, entretanto, o motor realiza parte do esforço para o deslocamento do sistema cadeira-usuário. Essa solução difere das cadeiras de rodas elétricas com assistência total, que impedem que o cadeirante exerça uma atividade física durante a locomoção, o que é prejudicial a sua saúde.

Dentre as possíveis formas de assistência parcial de cadeiras de rodas, duas estratégias de assistência são as mais estudadas. Uma delas é aquela em que a assistência é constante e estabelecida pelo contato com o aro de propulsão. Outra é a assistência proporcional, produzindo um torque extra na roda traseira proporcional ao torque aplicado pelo usuário. A comparação destas duas estratégias pode ser encontrada no trabalho realizado por Guillon *et al.* (2015). Já os autores Cuerva *et al.* (2016) estudaram essas mesmas estratégias e acrescentaram uma outra que é baseada no controle de impedância mecânica, que tem por característica impor a relação da força aplicada e a velocidade desenvolvida, podendo, portanto, causar uma alteração aparente da massa do conjunto cadeira-usuário, assim como possibilita a modificação aparente também nas forças resistivas do sistema.

Ainda no estudo de estratégia de assistência, Cuerva (2017) incrementou o modelo, que antes era baseado em um bloco com uma massa concentrada, de forma a considerar como modelo base um sistema multicorpo do tipo quatro-barras. Ackermann *et al.* (2014) utilizaram o modelo quatro-barras para quantificar a influência da inclinação do pavimento e da massa do sistema no desempenho da propulsão do cadeirante em estado estacionário.

Este trabalho tem como objetivo analisar os padrões da dinâmica da propulsão de uma cadeira de rodas híbrida, restringindo os limites máximos da assistência do motor, por meio da formulação de um problema de controle ótimo para estimar a série temporal do torque de assistência do motor ao sistema cadeira-usuário, ou seja, considerando o torque exercido pelo motor uma variável livre do problema.

Na seção 2 deste artigo, apresenta-se o modelo da locomoção da cadeira de rodas e a formulação do problema de controle ótimo. Na seção 3, exibem-se os resultados obtidos com a solução do problema de controle ótimo para a propulsão assistida do sistema cadeira-usuário. A discussão dos resultados está contida na seção 4 e, a seção 5, contém a conclusão do trabalho.

2. METODOLOGIA

2.1. Modelo do sistema cadeira-usuário

O conjunto cadeira-usuário esquematizado na Figura 1 é modelado por um sistema multicorpo contido no plano sagital e composto por quatro corpos rígidos: braços, antebraços, rodas traseiras e a estrutura do corpo com a cadeira de rodas, considerando simetria bilateral. O conjunto torna-se assim um agrupamento móvel de quatro-barras: o segmento relativo ao braço, o segmento relativo ao antebraço, a união do ponto de contato da mão com o aro de propulsão e o eixo da cadeira e uma barra fictícia que vincula o deslocamento do ombro com o deslocamento da cadeira. As articulações do ombro e do cotovelo, assim com o eixo das rodas, foram consideradas como juntas de revolução ideais e admitiu-se que não há escorregamento entre as rodas e o piso, tal como foi considerado por Ackermann *et al.* (2015).

A assistência do motor por meio de um torque aplicado às rodas será representada pela variável τ_m , conforme ilustrado na Figura 1.

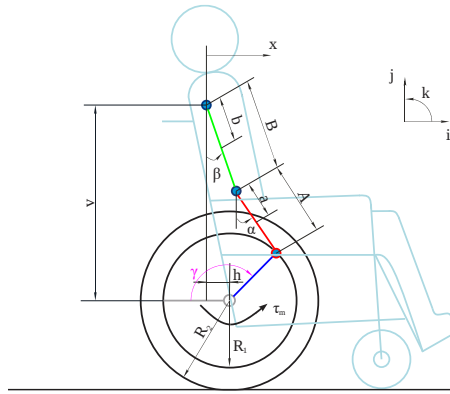


Figura 1. Modelo do conjunto cadeira-usuário na fase de propulsão: rodas (preto), braço (verde), antebraço (vermelho).

O ciclo de propulsão na locomoção com cadeiras de rodas é subdividido em duas etapas, a fase de propulsão e a fase de retorno, definidas pelo contato da mão com o aro de propulsão. Na fase de retorno, as mãos não estão em contato com o aro de propulsão e o modelo contém três graus de liberdade correspondendo às coordenadas generalizadas, conforme visto na Figura 1, o ângulo β entre o braço com a vertical, o ângulo α entre o antebraço e a vertical, e o deslocamento horizontal x do ombro, rigidamente conectado à cadeira de rodas. As coordenadas generalizadas são definidas pelo vetor $q = [x \ \beta \ \alpha]^T$, necessário para descrever completamente o sistema multicorpo nesta fase.

Na fase de propulsão, caracterizada pelo contato da mão com o aro de propulsão, o contato é modelado pela formação de uma junta de revolução entre a mão e o aro de propulsão. Isto reduz o número de graus de liberdade do sistema de três para apenas um grau de liberdade, caracterizado, por exemplo, pelo deslocamento horizontal x do ombro e da cadeira.

Para se determinar as localizações dos centros de massa de cada segmento, seus momentos de inércia e suas massas, este trabalho baseou-se nos estudos realizados por Winter (2009), Holzbaur *et al.* (2005) e Delp *et al.* (2007), que estabelecem esses parâmetros para uma pessoa de massa corporal equivalente a 70 kg e uma altura de 1,70 m.

As equações que descrevem o movimento podem ser obtidas a partir do formalismo de Newton-Euler (Schiehlen, 1997), resultando em

$$M(q)\ddot{q} + k(q, \dot{q}) = k_e(q) + H(q) \begin{bmatrix} \tau_o \\ \tau_c \end{bmatrix} + Q[F_{rol}], \quad (1)$$

para a fase de retorno, e

$$M(q)\ddot{q} + k(q, \dot{q}) = k_e(q) + G(q) \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} + H(q) \begin{bmatrix} \tau_o \\ \tau_c \\ \tau_m \end{bmatrix} + Q[F_{rol}], \quad (2)$$

para a fase de avanço, em que M é a matriz de massa, k é o vetor das forças generalizadas centrífugas e de Coriolis, k_e é o vetor das forças generalizadas aplicadas, incluindo as relacionadas à gravidade, G transforma as componentes das forças de contato (F_x e F_y) em forças generalizadas, H transforma os momentos no ombro, no cotovelo e no motor (τ_o , τ_c e τ_m , respectivamente) em forças generalizadas, e Q transforma a força de rolamento (F_{rol}) em força generalizada.

As diferenças entre as equações (1) e (2) ocorrem porque na fase de retorno não existem forças de contato e o motor deixa de atuar, pois sua ativação é pela força de contato no aro de propulsão. Além disso, a Eq. (2), para a fase de contato,

é acompanhada por duas equações vinculares adicionais, $c(x, \beta, \alpha) = 0$, a devido à formação de uma junta de revolução entre as mãos e os aros de propulsão que reduz o número de graus de liberdade do sistema de 3 para 1.

É inserido na equação (1) e (2), a variável τ_m que caracteriza a assistência do motor.

2.2. Formulação do problema de controle ótimo

Buscando reproduzir a otimização implícita que um humano naturalmente realiza durante a propulsão, formulou-se um problema de controle ótimo baseado na minimização dos quadrados dos sinais que representam os torques articulares dos membros superiores.

O objetivo desta formulação é viabilizar a determinação das soluções ótimas para o vetor de deslocamentos e velocidades das coordenadas generalizadas $(q, \dot{q})$, e os momentos dos ombros, cotovelos e do motor, além das forças de contato e das durações das fases de contato e retorno (T_c e T_r), de maneira que satisfaçam as restrições existentes no problema de controle ótimo, assim como minimizem a função custo definida para este projeto.

Para a formulação do problema de controle ótimo, definem-se como variáveis de controle os torques existentes no sistema cadeira-usuário (τ_o , τ_c e τ_m). As demais variáveis livres do problema são dadas pelo vetor posição q e as velocidades generalizadas $\dot{q}$ e as componentes da força de contato (vide Figura 2).

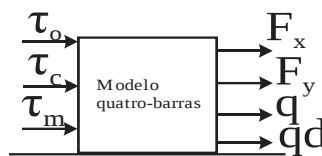


Figura 2. Variáveis do problema de controle ótimo.

A simulação do problema consiste de um ciclo completo (propulsão e retorno) da cadeira de rodas. Denomina-se aqui simulação como sendo os resultados numéricos obtidos por meio da solução do problema de controle ótimo. A formulação do problema de controle ótimo foi convertida em um problema de programação não-linear e resolvido com a utilização do software PROPT (<http://tomdyn.com>). O problema de controle ótimo foi formulado com duas fases e o início de cada uma delas está associado aos ângulos inicial e final que a mão está em contato com o aro de propulsão, valores considerados fixos neste trabalho.

As restrições do problema de otimização são: i) as equações de movimento (1) e (2), de ambas as fases; ii) as duas restrições cinemáticas impostas pelo vínculo entre a mão e o aro de propulsão na fase de contato; iii) a continuidade entre as fases, que garante que os estados no final de uma fase sejam os mesmos do início da outra; iv) foi imposta uma velocidade média de 0,5 m/s, além de se fixar o posicionamento das mãos no início da fase de contato da mão com o aro correspondente a um ângulo $\gamma = 70^\circ$ (Fig. 1) e no final da fase de contato correspondente a um ângulo $\gamma = 120^\circ$; v) a restrição de torque máximo de 25 Nm e 12,5 Nm, para cada teste realizado.

A função custo estabelecida neste projeto como critério de desempenho é a integral dos momentos ao quadrado, para as duas fases existente no modelo,

$$J = \int_0^{T_c} (\tau_o^2 + \tau_c^2) dt + \int_{T_c}^{T_c+T_r} (\tau_o^2 + \tau_c^2) dt, \quad (3)$$

em que T_c é a duração da fase de contato e T_r é a duração da fase de retorno.

3. RESULTADOS

Neste trabalho estimaram-se os momentos dos ombros, cotovelos e motor, com intuito de estudar o comportamento do ciclo de movimentação que envolve a fase de propulsão e a de retorno do conjunto cadeira-usuário, para uma velocidade média de 0,5 m/s e uma força de rolamento de 15 N, através da solução de um problema de controle ótimo.

A Figura 3 ilustra a cinemática do movimento do conjunto cadeira-usuário obtida pela solução do problema de controle ótimo para um ciclo completo, onde o segmento em vermelho representa o braço e o segmento em preto representa o antebraço. As pequenas circunferências em verde indicam pontos do aro de propulsão.

A análise dos resultados foi feita com base em três experimentos, identificados nas legendas pelos índices 1, 2 e 3. No primeiro experimento, o motor faz parte da formulação, mas com um torque máximo limitado em 25 Nm. No segundo experimento, a assistência também está ativa, porém com para um torque máximo de 12,5 Nm. No terceiro experimento, o motor não faz parte da formulação, ou seja, trata-se de uma propulsão sem assistência.

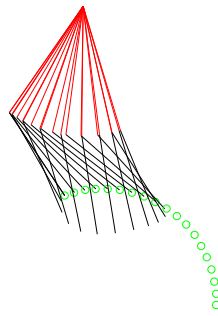


Figura 3. Cinemática do movimento dos membros superiores.

Os gráficos da Figura 4 e 5 mostram a cinemática do movimento do sistema por meio dos ângulos e velocidades angulares das articulações e da cadeira, em que $\theta = x/R_2$.

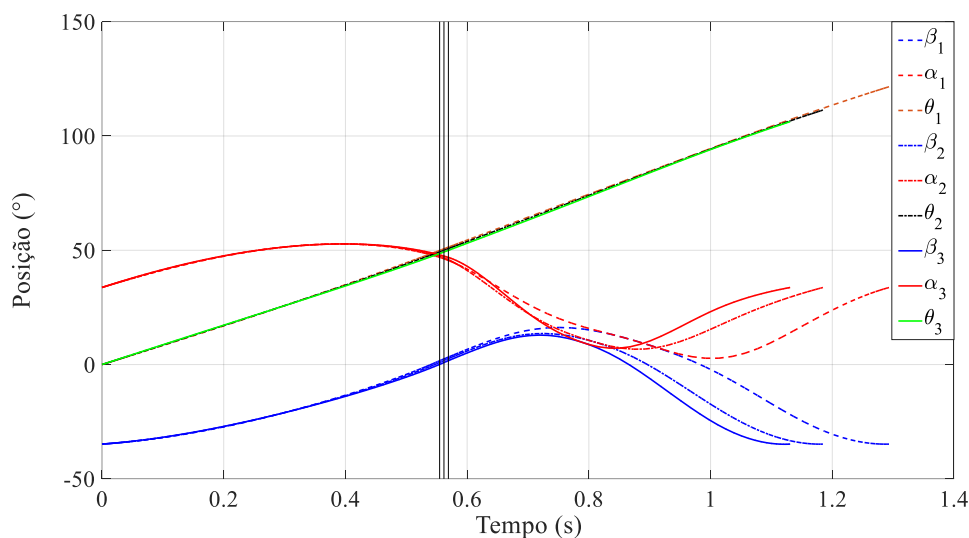


Figura 4. Cinemática dos membros superiores (ângulos articulares e da cadeira).

Os momentos articulares são apresentados na Figura 6.

4. DISCUSSÃO

O objetivo deste trabalho é investigar o efeito da assistência motorizada em diferentes níveis sobre o perfil do torque articular necessário ao longo de um ciclo completo de locomoção com uma cadeira de rodas manual assistida. O problema de controle foi formulado como um problema de controle ótimo em malha aberta.

A Figura 3 ilustra qualitativamente que o padrão de movimento realizado pelo conjunto cadeira-usuário considerando um ciclo completo, é coerente e consistente com outros trabalhos do grupo utilizando abordagem semelhante (Boninger *et al.*, 1998; Ackermann *et al.*, 2014; Ackermann *et al.*, 2015; Amâncio, 2016).

Os gráficos das Figuras 4 e 5 mostram que, na medida em que a intensidade da assistência aumenta, a fase de retorno fica mais longa, o que causa período maior do ciclo e, portanto, uma cadência menor. Portanto, quanto maior a assistência, maior será a duração do ciclo e menor será a frequência do movimento. Este poderia ser mais um efeito benéfico da assistência já que o movimento repetitivo durante a propulsão é associado ao aumento do risco de lesões.

Nos gráficos da Figura 6 estão contidos os esforços realizados pelas articulações do ombro e do cotovelo e pelo motor. Foram adotados limites superiores e inferiores para o motor em cada experimento. No primeiro experimento, o limite foi de 25 Nm. No segundo experimento, o limite foi de 12,5 Nm e no terceiro o torque do motor foi imposto como nulo de forma que a propulsão é exclusivamente manual. O máximo valor da restrição foi definido em 25 Nm, pelo fato de que valores acima deste implicavam em torques articulares próximos a zero, i.e., para torques de assistência superiores a este valor, a tendência é a de que o usuário tenha esforço nulo e de que o motor gere todo o trabalho mecânico necessário para movimentar o sistema.

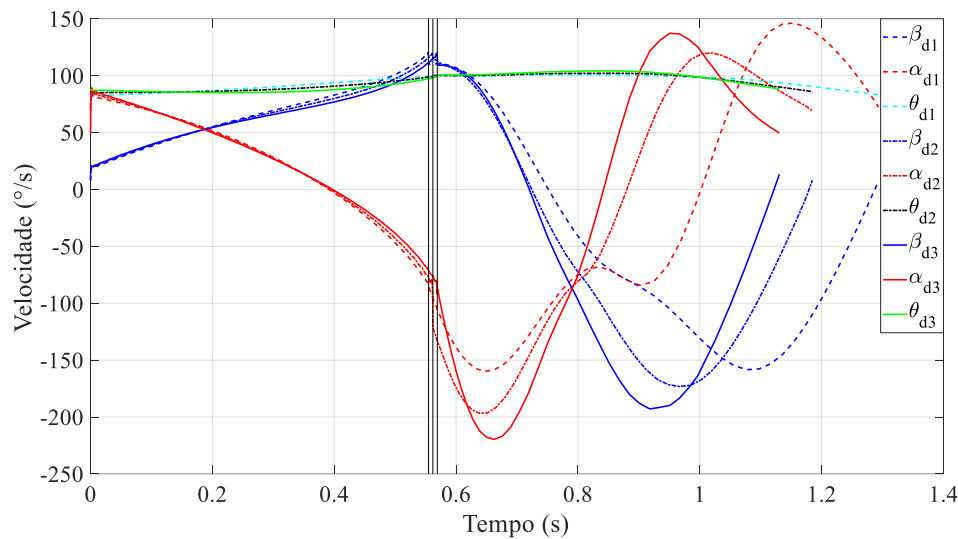


Figura 5. Cinemática dos membros superiores (velocidades angulares).

Os valores obtidos da função custo para os três experimentos, $J_1 = 3,13$, $J_2 = 12,64$ e $J_3 = 56,97$ indicam que, quanto mais o motor pode participar para assistência, menor é a demanda dos torques articulares.

Nota-se na Figura 6 que a tendência é de que o torque do motor se fixe no limite superior, fazendo com que os torques articulares sejam reduzidos. Na medida em que os limites superiores de assistência são reduzidos, os torques articulares aplicados aumentam até que, para assistência nula (experimento 3), os momentos articulares são aqueles correspondentes à propulsão puramente manual.

Os padrões constantes encontrados para o torque motor durante a fase de propulsão sugerem que, para esse padrão de propulsão e para torques máximos não elevados, uma assistência constante é adequada.

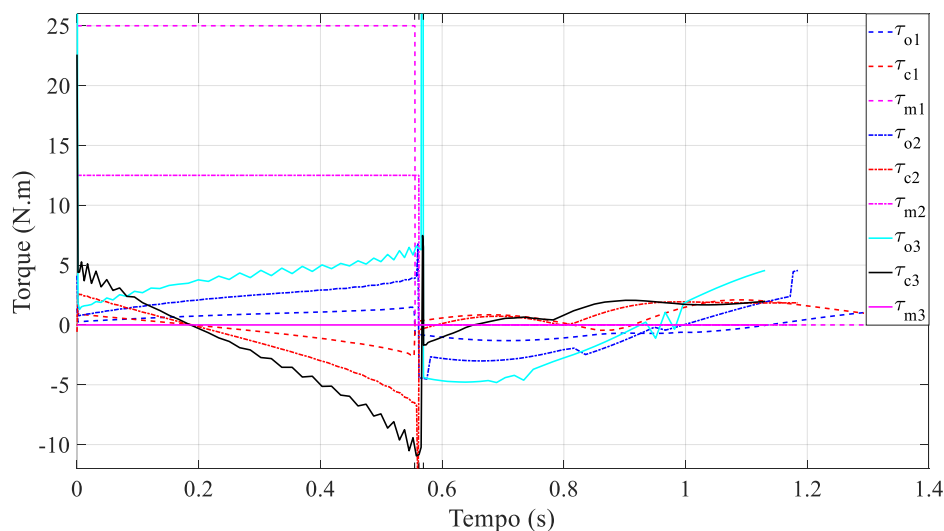


Figura 6. Momentos realizados pelas juntas do ombro e cotovelo.

5. CONCLUSÕES

O estudo aplicou a formulação do controle ótimo com intuito de investigar os efeitos do grau de assistência de um motor sobre os momentos articulares e padrão de movimento de um sistema cadeira de rodas/usuário para uma dada velocidade média.

Nota-se que o padrão da cinemática do movimento não é sensivelmente alterado pela inclusão da assistência pelo motor, pois o movimento cíclico e as restrições cinemáticas impõem fortemente esse padrão. Porém, a assistência mostrou-se útil para a diminuição dos esforços realizados pelas articulações dos ombros e cotovelo. Outro resultado favorável é o aumento da duração do ciclo. O aumento na duração do ciclo aparenta ser pequeno, mas durante um longo período isso representa economia de esforços repetitivos por diminuir a frequência do movimento do usuário, o que pode reduzir o risco de lesões.

Como o problema foi formulado para uma assistência em malha aberta, admite-se que a redução de esforço obtida representa um possível limite que estratégias em malha fechada podem conferir e, portanto, serve para avaliá-las.

Como continuidade desta pesquisa, pretende-se avaliar a metodologia proposta numa PAPA que está em desenvolvimento pelo grupo de Tecnologia Assistiva do Centro Universitário FEI.

6. REFERÊNCIAS

- ACKERMANN, M.; LEONARDI F.; COSTA H.; FLEURY A. Modeling and optimal control formulation for manual wheelchair locomotion: The influence of mass and slope on performance. **International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (2014 5th IEEE RAS & EMBS)**, São Paulo, Brazil, p. 1079-1084, 2014.
- ACKERMANN, M.; LEONARDI F.; COSTA H. A modeling framework to investigate the radial component of the Pushrim force in manual wheelchair propulsion. **MATEC Web of Conferences**, Lisbon, Portugal, v.35, 02008, 2015.
- AMANCIO, A.J.; **Estudo da influência das forças inerciais e das propriedades musculoesqueléticas na propulsão de cadeiras de rodas manuais**. 2016. 101 f. Tese (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Centro Universitário FEI, São Bernardo do Campo, 2016.
- BONINGER, M.L.; SOUZA, A.L.; COOPER, R.A.; FITZGERALD, S.G.; KOONTZ, A.M.; FAY, B.T. Propulsion patterns and Pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 83, p.718-723, May 2002.
- BONINGER, M.L.; COOPER, R.A.; SHIMADA, S.D; RUDY, T.H. Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system. **Spinal Cord**, v. 36(6), p.418-426, May 1998.
- COOPER, R.A.; QUATRANO, L.A.; AXELSON, P.W.; HARLAN, W. Research on physical activity and health among people with disabilities: a consensus statement. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 36(2), p.142, 1999.
- CUERVA, V.I.; ACKERMANN, M.; LEONARDI F. A comparison of different assistance strategies in power assisted wheelchairs using an optimal control formulation. **Proceedings of the Sixth IASTED International Conference Modeling, Simulation and Identification (MSI 2016)**, Campinas, Brazil, v. 840-42, 2016.
- CUERVA, V.I. **Controle da locomoção assistida de cadeiras de rodas manuais por meio do controle de impedância: análise via controle ótimo**. 2017. 167 f. Tese (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Centro Universitário FEI, São Bernardo do Campo, 2017.
- CUERVA, V.I.; ACKERMANN, M.; LEONARDI F. The influence of speed and slope angle on wheelchair propulsion patterns: an optimal control study. **24th ABCM International Congress of Mechanical Engineering**, Curitiba, Brazil, p. 1154, 2017.
- CUNHA, P. E. P. B. D; SANTOS, E. G. D.; GALHIANNE, J. P; IASBECH, Y. G. D. **Cadeira wheelie: cadeira de rodas controlada por EMG**. 2016. 58 f. Monografia (Graduação em Engenharia Automação e Controle) – Centro Universitário FEI, São Bernardo do Campo, 2016.
- DELP, S.I.; FRANK, C.A.; ALLISON, S.A.; 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**, v. 54(11), p. 1940-1950, 2007.
- GUILLON, B.; VAN-HECKE, G.; IDDIR, J.; PELLEGRINI, N.; BEGHOUL, N.; VAUGIER, I.; FIGÈRE, M.; PRADON, D.; LOFASO, F. Evaluation of 3 pushrim-activated power-assisted wheelchairs in patients with spinal cord injury. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 96(5), p. 894-904, 2015.
- HOLZBAUR, K.R.S.; MURRAY, W.M.; DELP, S.I. A model of upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 33(6), p. 829-840, 2005.
- IBGE, Censo demográfico: Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência, Rio de Janeiro, Brazil, 2010.
- SCHIEHLEN, W. Multibody system dynamics: roots and perspectives. **Multibody System Dynamics**, v. 1, p. 149-188, 1997.
- 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 wheel chair propulsion. **Med Eng Phys**. v. 23, p. 713-733.
- WINTER, D.A. Biomechanics and motor control of human movement. **John-Wiley & Sons Inc**. New York, 4th ed., 2009.

7. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o Centro Universitário FEI pelo auxílio à pesquisa e pela bolsa de estudos ao primeiro autor.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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