

## ***RELATÓRIO FINAL***

**Avaliação Comparativa de Cadeiras de Rodas com Propulsão Manual, Híbrida e Motorizada do Ponto de Vista Biomecânico e de Interface com o Usuário**

**Coordenador: Prof. Dr. Agenor de Toledo Fleury**

**Processo 458717/2013-4  
(Edital MCTI/SECIS - CNPq nº 084/2013)**

**Centro Universitário FEI**

**08 / 2016**

## Resumo

No Brasil, existem as cadeiras de rodas de acionamento manual e as motorizadas, sendo as primeiras as utilizadas em maior escala, devido principalmente ao seu preço. Além disso, são mais leves, de mais fácil transporte e proporcionam a possibilidade de o usuário realizar uma atividade física durante a propulsão, trazendo diversos benefícios. Apesar disso, requer esforço por parte do usuário durante a propulsão, dependente do ambiente, e seu uso prolongado pode causar danos musculoesqueléticos. As cadeiras motorizadas, por sua vez, proporcionam mobilidade ao usuário independentemente de sua força e preparo físicos, já que a propulsão é realizada pelo motor e, com isso, garantem um certo grau de independência. Mas, por outro lado, não favorecem a realização de exercício, apresentam maior peso e maiores dimensões, dificultando o transporte, e baixa autonomia das baterias limitando o raio de alcance do cadeirante. Na tentativa de agregar as vantagens e de solucionar as desvantagens de cada sistema, propôs-se, recentemente, uma terceira classe, as cadeiras de rodas híbridas. Este conceito baseia-se no provimento de propulsão complementar ao cadeirante sem que este deixe de atuar diretamente sobre a cadeira. As rodas são semelhantes às das cadeiras de rodas manuais, mas fornecem um momento complementar por meio de um motor, de forma a reduzir os esforços requeridos do usuário. Quando comparadas às cadeiras motorizadas apresentam maior autonomia e redução do peso das baterias. Apesar do potencial desta solução, a equipe de projeto encontrou poucos trabalhos científicos comparando as alterações biomecânicas e nos esforços nos membros superiores decorrentes da utilização de um sistema como este. Além disso, a relativa simplicidade da lógica de acionamento do motor evidencia o potencial de melhoria da estratégia de controle de forma a levar em conta os aspectos biomecânicos dos membros superiores e a maximizar o potencial terapêutico desta solução. Adicionalmente, não se pode ignorar a necessidade de adequação dos custos deste produto aos padrões socioeconômicos brasileiros. Este projeto contribuiu ao objetivo final de desenvolvimento de tecnologia nacional em cadeiras de rodas com propulsão assistida nas seguintes frentes: 1) desenvolvimento de modelos biomecânicos do sistema cadeira de rodas e cadeirante e de métodos que permitem a avaliação dos esforços nos membros superiores durante a propulsão de cadeiras de rodas manuais e assistidas em diversas situações; 2) investigação de estratégias de controle para as cadeiras de rodas com propulsão assistida; 3) desenvolvimento de dispositivos de medição das forças aplicadas no aro de propulsão de cadeiras de rodas (plataforma de força e roda dinamométrica); 4) desenvolvimento de um protocolo experimental para a avaliação e comparação do esforço requerido durante a locomoção com cadeiras de rodas manuais e com propulsão assistida e sua aprovação por comitê de ética em pesquisa; 5) avaliação aprofundada da influência isolada das forças gravitacionais, inerciais e musculares à propulsão de cadeiras de rodas manuais por meio de análise experimental realizada com os equipamentos adquiridos e em colaboração com o Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (BMCLab) da UFABC liderado pelo Prof. Marcos Duarte; 6) projeto de um protótipo de cadeira de rodas com propulsão assistida a ser construído com cadeira de rodas manual monobloco, motores, sensores, placa de aquisição e tacho/encoders adquiridos neste projeto; 7) a divulgação dos resultados alcançados em congressos nacionais e internacionais, reuniões e na feira de reabilitação Mobility & Show em São Paulo. Este projeto foi essencial para a formação e consolidação do Núcleo de Tecnologia Assistiva no Centro Universitário FEI que continuará a trabalhar no progresso científico e no desenvolvimento de tecnologia nacional na área de Tecnologia Assistiva.

## Sumário

1. Introdução .....	4
2. Resumo das Atividades realizadas .....	6
3. Modelos.....	8
3.1. Modelo do sistema cadeira de rodas e usuário da fase de propulsão.....	8
3.2. Modelo musculoesquelético de membros superiores do OpenSim .....	8
3.3. Integração entre os modelos.....	9
3.4. Problema de Indeterminação Neuromuscular .....	10
4. Influência das Forças Inerciais, Gravitacionais e Musculares na Propulsão de Cadeiras de Rodas Manuais .....	10
4.1. Contribuição das forças inerciais, gravitacionais e ativas às forças no aro de propulsão	10
4.1.1. Contribuição das forças inerciais .....	11
4.1.2. Contribuição das forças gravitacionais .....	11
4.1.3. Contribuição das forças musculares .....	12
4.2. Contribuição das forças inerciais, gravitacionais e no aro aos momentos articulares	12
5. Estratégias de Controle para Cadeiras de Rodas com Propulsão Assistida .....	13
5.1. Controle de Impedância .....	13
5.2. Controle do <i>wheelie</i> .....	21
6. Experimentos e Resultados .....	23
6.1. Protocolo Experimental e Processamento dos Dados .....	23
6.2. Procedimento Experimental.....	25
6.3. Tratamento dos dados.....	27
6.4. Resultados .....	27
7. Desenvolvimento de Dispositivos de Medição .....	34
7.1. Plataforma de Forças.....	34
7.2. Transdutor para roda de cadeira de rodas.....	37
8. Protótipo de Cadeira de Rodas com Propulsão Assistida .....	38
9. Contribuições do Projeto para a Formação de Recursos Humanos .....	38
Referências.....	40
ANEXO A: Pôster apresentado no Mobility & Show 2016 em São Paulo .....	43
ANEXO B: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido .....	45

## 1. Introdução

O número de usuários 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 uma das formas 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).

No Brasil, há predominantemente dois tipos de cadeiras de rodas: as manuais (Fig. 1), em que a propulsão é feita manualmente, e as motorizadas (Fig. 2), sendo as primeiras as utilizadas em maior escala, dadas as condições socioeconômicas do país, devido principalmente ao seu preço. Além disso, as cadeiras manuais são mecanicamente mais simples, mais leves, geralmente de mais fácil transporte, principalmente no caso das dobráveis, e proporcionam a possibilidade de o usuário realizar uma atividade física dos membros superiores durante a propulsão, o que traz diversos benefícios como sensação de bem estar, redução de ansiedade, melhoria da condição musculoesquelética e cardiovascular, estímulo ao processo de neuro-plasticidade, aumento da imunidade e ativação do metabolismo de maneira geral (Cooper et al., 1999). Por outro lado, a locomoção com cadeiras de rodas manuais requer certo nível de esforço por parte do usuário durante a propulsão, dependente do ambiente (inclinação e tipo de piso), que pode dificultar ou mesmo impossibilitar seu uso. De fato, existem certas deficiências, como, por exemplo, paralisia cerebral e tetraplegia que, em certos graus e níveis, impedem o uso de cadeiras manuais. Além disso, o uso prolongado de cadeiras de rodas manuais pode causar danos musculoesqueléticos em decorrência da realização de esforços repetitivos elevados pelos membros superiores (Cooper et al., 1999, Ortolan, 2007).



Figura 1 – Cadeiras de rodas de acionamento manual Freedom e Jaguaribe (<http://www.megafisio.com.br> e <http://www.netserv19.com>).

As cadeiras motorizadas, por sua vez, proporcionam mobilidade ao usuário independentemente de sua força e preparo físicos, não requerendo esforço para a propulsão que é realizada pelo motor e, com isso, garantem um certo grau de independência, fator psicologicamente muito importante aos deficientes. Possibilitam o descanso dos sistemas musculoesquelético e cardiovascular, mas, por outro lado, não favorecem a realização de exercício e os benefícios decorrentes, como comentado anteriormente. Por outro lado, as cadeiras de rodas motorizadas apresentam maior peso e maiores dimensões devido aos motores e baterias, dificultando o transporte e o acesso a alguns lugares, o que acaba por diminuir a autonomia do usuário e requerer ajuda de terceiros. Além disso, há a questão da autonomia das baterias o que limita o raio de alcance do cadeirante.



Figura 2 – Cadeiras de Rodas Motorizadas Jaguaribe (<http://www.fisiostore.com.br>).

Na tentativa de agregar as vantagens das cadeiras manual e motorizada e de solucionar as desvantagens de cada sistema, propôs-se recentemente uma terceira classe de cadeira de rodas “híbridas” (“power assist system”, Fig. 3), denominadas aqui também cadeiras de rodas com propulsão assistida. Este conceito baseia-se no provimento de propulsão complementar ao cadeirante sem que este deixe de atuar diretamente sobre a cadeira. Estes sistemas possuem rodas semelhantes àsquelas encontradas nas cadeiras de rodas manuais (Fig. 1), mas fornecem um momento complementar na roda por meio de um motor, de forma a reduzir os esforços requeridos do usuário. Um aspecto importante é que o usuário continua a controlar a cadeira de rodas de maneira similar àquela utilizada para controlar as cadeiras manuais. Além disso, o auxílio do motor pode ser ajustado de forma a reduzir os esforços excessivos ou potencialmente danosos ao sistema musculoesquelético dos membros superiores e ainda permitir a realização de exercícios com os seus consequentes benefícios. Pode-se mencionar ainda o aumento da autonomia e a redução do peso das baterias quando comparadas às cadeiras de rodas motorizadas, já que parte da energia necessária para a propulsão da cadeira é fornecida pelo próprio cadeirante. Esta solução para a locomoção de cadeirantes é consistente com um princípio básico da reabilitação, segundo o qual equipamentos de reabilitação devem fornecer a ajuda mínima necessária ao paciente, mas nada além disso.



Figura 3 – Sistema modular E-motion (ALBER, 2013).

Um exemplo de sistema híbrido é o E-motion da empresa alemã Alber. Este sistema consiste de um módulo portátil integrado a uma roda com dimensões padrão que permite sua adaptação em uma cadeira de rodas manual (Fig. 3). O conceito é fornecer momento extra à roda por meio

de um motor de modo a permitir, por exemplo, que o cadeirante se locomova e vença rampas com mais facilidade. O sistema também disponibiliza um sistema de travamento das rodas para evitar que a cadeira deslize para trás em uma rampa na fase de retorno, no intervalo entre um impulso e outro. A alimentação é feita através de uma bateria de íon-lítio integrada ao cubo da roda no mesmo módulo. O sistema permite o ajuste de duas “velocidades”, correspondentes, na verdade, à aplicação de dois níveis de torque constantes na roda. O torque é aplicado pelo motor toda vez que o usuário propulsa o aro da roda, o que é detectado por meio de uma chave posicionada entre o aro e a roda. O ajuste dos parâmetros do sistema e o monitoramento da carga da bateria podem ser feitos através de um controle remoto.

Apesar do potencial dessa solução, uma busca no PubMed encontrou poucos trabalhos científicos comparando as alterações biomecânicas e as modificações nos esforços nos membros superiores decorrentes da utilização de um sistema como esse (e.g. Kloosterman et al., 2012). Além disso, a relativa simplicidade da lógica de acionamento do motor do sistema E-motion (dois níveis de torque nas rodas) evidencia o potencial de melhoria da estratégia de controle de forma a levar em conta os aspectos biomecânicos dos membros superiores e a maximizar o potencial terapêutico desta solução. Adicionalmente, uma vez mostrados objetivamente os benefícios desta concepção, não se pode ignorar a necessidade de adequação dos custos deste produto aos padrões socioeconômicos brasileiros. Apenas o par de rodas do sistema E-motion é comercializado na cidade de São Paulo por aproximadamente 20.000 reais, um valor excessivamente alto para o padrão socioeconômico do brasileiro de modo geral, e, aparentemente, exagerado para a tecnologia que disponibiliza.

Em vista disto, o Núcleo em Tecnologia Assistiva formado no Centro Universitário FEI a partir da aprovação deste projeto, tem como objetivo a geração de conhecimento científico e o desenvolvimento de tecnologia nacional na área de propulsão assistida de cadeiras de rodas. Este projeto contribuiu em várias frentes para o atingimento destes objetivos, como explicitado neste relatório de atividades.

## 2. Resumo das Atividades realizadas

Este projeto englobou diversas atividades com o objetivo de desenvolver tecnologia e gerar conhecimento científico na área de propulsão assistida de cadeiras de rodas manuais. Entre as atividades desenvolvidas, destacam-se:

- 1) **Desenvolvimento de modelos biomecânicos e métodos** - um modelo do sistema cadeira de rodas e cadeirante foi desenvolvido e integrado a um modelo musculoesquelético do membro superior disponibilizado no programa aberto de simulação computacional em biomecânica OpenSim. Com base nestes modelos, foram desenvolvidos métodos para determinação do esforço muscular durante a propulsão de cadeiras de rodas utilizando a técnica de dinâmica inversa (capítulo 3). O bolsista DTI-C Alberto Amancio Junior realizou mestrado nesta frente e defendeu seu mestrado em abril de 2016. Além disso, foram desenvolvidos modelos da manobra de *wheelie*, que consiste em empinar a cadeira com o objetivo de vencer obstáculos e descer rampas (seção 5.2), trabalho este que teve a contribuição de um aluno de iniciação científica com bolsa do CNPq.

- 2) **Investigação de estratégia de controle** – diferentes estratégias de controle para a cadeira de rodas com propulsão assistida foram investigadas e uma nova estratégia de baseada em controle de impedância foi proposta (Capítulo 5). Adicionalmente, o controle da manobra de *wheelie* foi investigado e um controlador inspirado em um Regulador Linear Quadrático com realimentação parcial de estados foi proposto (seção 5.2).
- 3) **Desenvolvimento de dispositivos de medição** – em face da desistência da compra e importação de um dinamômetro para cadeiras de rodas comercial por conta da forte desvalorização do real frente ao dólar, decidiu-se desenvolver tecnologia de medição no próprio grupo. Avanços importantes foram atingidos nesta linha, com o projeto e a construção de uma plataforma de força para cadeiras de rodas e o projeto de uma roda dinamométrica para medição das forças no aro de propulsão que pode ser adaptada à roda traseira de cadeiras de rodas manuais. O projeto e construção da plataforma de força envolveu aluno de iniciação científica e o projeto da roda dinamométrica foi realizado com a participação de um aluno de mestrado.
- 4) **Elaboração de um protocolo experimental** – um protocolo experimental para a avaliação e comparação do esforço requerido por cadeiras de rodas manuais e com propulsão assistida em diferentes condições (diferentes velocidades e rampa) foi elaborado e aprovado por comitê de ética em pesquisa (Comitê de Ética da Umesp - parecer número 1.243.289), como descrito no capítulo 6. Esta frente teve a participação de um aluno de mestrado e de um aluno de iniciação científica.
- 5) **Avaliação da influência isolada das forças gravitacionais, inerciais e musculares** – nesta frente, foi desenvolvida uma metodologia com base nos modelos desenvolvidos neste trabalho para quantificar a contribuição isolada das forças inerciais, gravitacionais e musculares às forças de propulsão de cadeiras de rodas manuais (Capítulo 4). Esta metodologia foi aplicada a dados experimentais obtidos com os equipamentos e sensores adquiridos e em colaboração com o Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (BMCLab) da UFABC liderado pelo Prof. Dr. Marcos Duarte (Capítulo 6). A realização dos experimentos e processamento e análise de dados foi realizada em parte pelo aluno de mestrado e bolsista DTI-C deste projeto Alberto Amancio Junior.
- 6) **Projeto de um protótipo** – o grupo do Núcleo de Pesquisa em Tecnologia Assistiva da FEI concentra parte de seus esforços atuais no projeto e construção de um protótipo de cadeira de rodas com propulsão assistida. O protótipo será construído a partir de uma cadeira de rodas manual monobloco da OrtoBrás adquirida com recursos deste projeto. O protótipo contará ainda com motores de corrente contínua (350 W e 600 W) adaptados às rodas traseiras, encoders em cada uma das duas rodas traseiras, baterias de íon-lítio e placas de controle dos motores. Parte destes equipamentos foram adquiridos com recursos deste projeto.
- 7) **Divulgação** - os resultados alcançados foram divulgados até o momento em vários congressos nacionais e internacionais, reuniões e na feira de reabilitação Mobility & Show em São Paulo.

### 3. Modelos

#### 3.1. Modelo do sistema cadeira de rodas e usuário da 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. 4): 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  $\beta$  e  $\alpha$  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  $\gamma$  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.

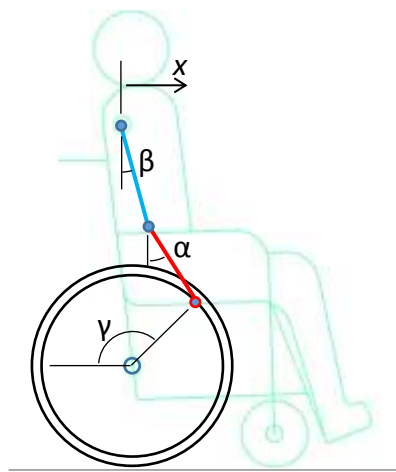


Figura 4 - Modelo mecânico do sistema usuário e cadeira de rodas. Os quatro corpos rígidos que compõem o modelo são ilustrado em cores diferentes: braços (azul), antebraços (vermelho), rodas da cadeira de rodas (preto), corpo sem braços + cadeira de rodas sem roda (verde).

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  $\tau_o$  e no cotovelo  $\tau_c$ . As equações (1) são completadas na fase de propulsão pelas duas restrições cinemáticas provenientes do contato das mãos com o aros,  $c_1(x, \beta, \alpha) = 0$  e  $c_2(x, \beta, \alpha) = 0$ , que definem a cadeia cinemática fechada.

#### 3.2. Modelo musculoesquelético de membros superiores do OpenSim



No programa de modelagem e simulação OpenSim (versão 3.2) foi utilizado o modelo musculoesquelético “ArmCurling\_StatOpt” desenvolvido por Holzbaur et al. (2005) com base no modelo 3DGaitModel2354.osim (Delp et al., 2007) e o modelo de Stanford VA do membro superior Model.osim (Holzbaur 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 passa a ser considerada como uma junta de revolução, agindo apenas no plano sagital, 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 incorpora 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,  $\theta_i$  é o ângulo de penetração 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 penetração 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

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

onde  $d_{o,i}$  e  $d_{c,i}$  são os braços de momento do músculo  $i$  em relação ao ombro e ao cotovelo, respectivamente.

### 3.3. Integração entre os modelos

A integração entre os modelos mecânico implementado em Matlab e o modelo musculoesquelético disponibilizado no OpenSim ocorre de acordo com as etapas representadas na Fig. 5. A primeira etapa consistente 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 ( $\gamma_i$  e  $\gamma_f$ ) que indicam as posições inicial e final das mãos sobre o aro que serão adquiridos experimentalmente. Para tanto, são resolvidas as expressões da restrição cinemática de cadeia cinemática fechada ( $c1(x, \beta, \alpha) = 0$  e  $c2(x, \beta, \alpha) = 0$ ) para os ângulos  $\beta$  e  $\alpha$ . 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 considera os tendões dos músculos rígidos e as relações força-comprimento, 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  $Ft_i$ , das ativações musculares  $a_i$  e da força isométrica máxima  $Fiso_i$ . 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 2x21 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:

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

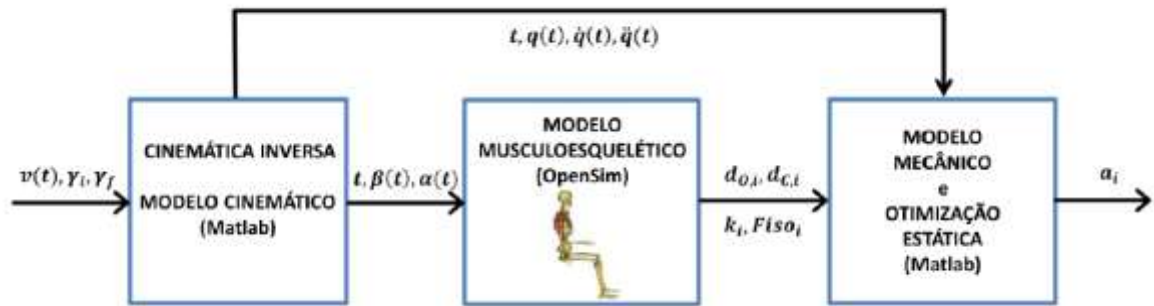


Figura 5 - Diagrama de blocos mostrando as etapas para se estimar as ativações e forças necessárias para a propulsão para condições de velocidade, forças externas e inclinação da rampa fornecidos.

### 3.4. Problema de Indeterminação Neuromuscular

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 à restrição fisiológica de que a ativação dos músculos  $a_i$  é limitada 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.

## 4. Influência das Forças Inerciais, Gravitacionais e Musculares na Propulsão de Cadeiras de Rodas Manuais

### 4.1. Contribuição das forças inerciais, gravitacionais e ativas às forças no aro de propulsão

Para estimar as contribuições individuais das forças inerciais, gravitacionais e ativas que agem sobre o aro de propulsão da cadeira de rodas, pode-se decompor a equação do movimento

$$\bar{M} \ddot{q} + \bar{k}(\dot{q}, q) = \bar{k}_g(q) + \bar{G}(q) \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} + \bar{H}(q) D \begin{bmatrix} a_1 \\ \vdots \\ a_{21} \end{bmatrix} \quad (7)$$

em três conjuntos de equações (Ackermann *et al.*, 2015), cada um representando uma das contribuições:

$$\bar{M} \ddot{q} + \bar{k}(q, \dot{q}) = \bar{G}(q) \begin{bmatrix} F_{x,i} \\ F_{y,i} \end{bmatrix}, \quad (8)$$

$$0 = \bar{k}_g(q) + \bar{G}(q) \begin{bmatrix} F_{x,g} \\ F_{y,g} \end{bmatrix}, \quad (9)$$

$$0 = \bar{G}(q) \begin{bmatrix} F_{x,a} \\ F_{y,a} \end{bmatrix} + \bar{H}(q) D \begin{bmatrix} a_1 \\ \vdots \\ a_{21} \end{bmatrix}, \quad (10)$$

de tal forma que a soma das três equações resulta na equação de movimento (Equação 7) para

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_{x,i} \\ F_{y,i} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} F_{x,g} \\ F_{y,g} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} F_{x,a} \\ F_{y,a} \end{bmatrix}. \quad (11)$$

#### 4.1.1. Contribuição das forças inerciais

A partir de um padrão de movimento do membro superior, considerando que as ativações  $a_i$  nos músculos sejam nulas, ou seja, que os momentos sejam nulos ( $\tau_O = \tau_C = 0$ ) nos ombros e cotovelos, e considerando a aceleração da gravidade  $g$  nula ( $\bar{k}_g = 0$ ), pode-se estimar a contribuição isolada das forças inerciais à força no aro,  $F_{x,i}$  e  $F_{y,i}$ , resolvendo o seguinte sistema de equações:

$$\begin{bmatrix} F_{x,i} \\ F_{y,i} \end{bmatrix} = \bar{G}(q)^{-1} (\bar{M} \ddot{q} + \bar{k}(q, \dot{q})), \quad (12)$$

#### 4.1.2. Contribuição das forças gravitacionais

Em outra condição, consideram-se os termos inerciais nulos ( $\bar{M} \ddot{q} + \bar{k}(q, \dot{q}) = 0$ ) e as ativações  $a_i$  nos músculos também nulas, com  $\tau_O = \tau_C = 0$ . Desta forma, é possível calcular a contribuição isolada das forças gravitacionais à força no aro de propulsão,  $F_{x,g}$  e  $F_{y,g}$ , a partir da solução do seguinte sistema de equações:

$$\begin{bmatrix} F_{x,g} \\ F_{y,g} \end{bmatrix} = \bar{G}(q)^{-1} (-\bar{k}_g(q)). \quad (13)$$

#### 4.1.3. Contribuição das forças musculares

Considerando os valores das ativações musculares ( $a_1...a_{21}$ ) estimados pela aplicação da abordagem ilustrada na figura 5, os termos inerciais nulos ( $\bar{M}\ddot{q} + \bar{k}(q, \dot{q}) = 0$ ) e as forças gravitacionais nulas ( $\bar{k}_g(q) = 0$ ), estima-se a contribuição isolada das forças musculares ativas à força no aro de propulsão,  $F_{x,a}$  e  $F_{y,a}$ , através da solução do seguinte sistema de equações:

$$\begin{bmatrix} F_{x,a} \\ F_{y,a} \end{bmatrix} = \bar{G}(q)^{-1}(-\bar{H}(q)D \begin{bmatrix} a_1 \\ \vdots \\ a_{21} \end{bmatrix}). \quad (14)$$

A soma das contribuições  $F_{x,i}$ ,  $F_{x,g}$ ,  $F_{x,a}$  e  $F_{y,i}$ ,  $F_{y,g}$  e  $F_{y,a}$  resulta na força total no aro  $F_x$  e  $F_y$ , respectivamente.

#### 4.2. Contribuição das forças inerciais, gravitacionais e no aro aos momentos articulares

A partir de uma outra perspectiva, podem ser calculadas as contribuições das forças inerciais, gravitacionais e de contato com o aro de propulsão aos momentos articulares no ombro e no cotovelo adotando abordagem semelhante. Para tanto, realiza-se novamente a decomposição da equação do movimento

$$\begin{bmatrix} \tau_o \\ \tau_c \end{bmatrix} = \bar{H}(q)^{-1}(\bar{M}\ddot{q} + \bar{k}(\dot{q}, q) - \bar{k}_g(q) - \bar{G}(q) \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix}). \quad (15)$$

A contribuição isolada das forças inerciais aos momentos articulares é calculada considerando nulo o termo  $\bar{k}_g(q)$  referente ao efeito das forças gravitacionais e impondo valores nulos às forças de contato no aro  $F_x$  e  $F_y$ ,

$$\begin{bmatrix} \tau_{oi} \\ \tau_{ci} \end{bmatrix} = \bar{H}(q)^{-1}(\bar{M}\ddot{q} + \bar{k}(\dot{q}, q)). \quad (16)$$

A contribuição isolada das forças gravitacionais aos momentos articulares é calculada considerando os termos inerciais ( $\bar{M}\ddot{q} + \bar{k}(q, \dot{q}) = 0$ ) e as forças de contato no aro,  $F_x$  e  $F_y$ , nulos:

$$\begin{bmatrix} \tau_{og} \\ \tau_{cg} \end{bmatrix} = \bar{H}(q)^{-1}(-\bar{k}_g(q)). \quad (17)$$

A contribuição isolada das forças de contato com o aro de propulsão aos momentos articulares é calculada considerando os termos inerciais nulos ( $\bar{M}\ddot{q} + \bar{k}(q, \dot{q}) = 0$ ) e também a parcela  $\bar{k}_g(q)$  referente às forças gravitacionais nula:

$$\begin{bmatrix} \tau_{oc} \\ \tau_{cc} \end{bmatrix} = \bar{H}(q)^{-1}(-\bar{G}(q) \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix}). \quad (18)$$

A soma das contribuições  $\tau_{O,i}$ ,  $\tau_{O,g}$ ,  $\tau_{O,c}$  e  $\tau_{C,i}$ ,  $\tau_{C,g}$  e  $\tau_{C,c}$  resulta nos momentos articulares totais  $\tau_O$  e  $\tau_C$ , respectivamente,

$$\begin{bmatrix} \tau_O \\ \tau_C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tau_{O,i} \\ \tau_{C,i} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \tau_{O,g} \\ \tau_{C,g} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \tau_{O,c} \\ \tau_{C,c} \end{bmatrix}. \quad (19)$$

## 5. Estratégias de Controle para Cadeiras de Rodas com Propulsão Assistida

As cadeiras de rodas com propulsão assistidas são uma solução promissora para superar os problemas associados com cadeira de rodas com propulsão manual. No entanto, ainda existem questões em aberto sobre a estratégia de assistência mais adequada. No trabalho de Cuerva et al. (2016) foram feitas comparações de três tipos de assistência para cadeiras rodas: força constante, força proporcional e um novo tipo de assistência inspirado na teoria de controle de impedância. A comparação foi realizada usando um modelo simples e uma formulação de controle ótimo que buscou uma atuação ideal para o usuário e para os valores dos parâmetros do controlador de modo a minimizar o esforço do utilizador. Uma comparação justa foi assegurada por meio da imposição de um limite superior ligado ao consumo de energia dos motores. Os resultados mostram que as estratégias de controle de impedância e o controle proporcional são as estratégias que conseguem impor condições mais adequadas de estado estacionário. Em atividades diárias típicas, tais como desvio de obstáculos, o controle de impedância tem a vantagem, uma vez que permite manobras com transitórios mais rápidos. Como base nos resultados da investigação de Cuerva et al. (2016), esta pesquisa procurou intensificar investigações sobre o uso do controle de impedância e suas consequências biomecânicas na propulsão pelo usuário, como descrito na seção 5.1.

A seção 5.2 se refere a investigação do *wheelie*, uma manobra utilizada por muitos cadeirantes para transpor obstáculos que consiste em empinar a cadeira de rodas retirando as rodas dianteiras do contato com o solo. A seção descreve a modelagem do sistema e o projeto de um controlador para auxiliar o cadeirante a realizar a tarefa e manter o equilíbrio durante a manobra, funcionalidade que inexiste atualmente em cadeiras de rodas com propulsão assistida comerciais.

### 5.1. Controle de Impedância

Impedância mecânica é definida como sendo a resistência ao movimento que um sistema possui quando da aplicação de uma determinada força. Controle de impedância, foi primeiramente introduzido por Hogan (1984) para descrever um sistema de controle que, ao invés de controlar apenas uma variável tal como força ou velocidade de um sistema, tenta impor a relação entre essas duas grandezas, transformando aparentemente o sistema físico real em um sistema equivalente que possui propriedades pré-estabelecidas.

O controle de impedância normalmente é feito indiretamente por meio de um modelo de referência que representa a dinâmica do sistema dinâmico desejado. Esse modelo de referência é inserido na malha de controle e tal forma que a relação entre força e cinemática é imposta indiretamente. Na Figura 6 ilustram-se dois tipos possíveis de controle de impedância típicos. No primeiro caso, há uma comparação da força atuante no sistema, sendo a realimentação interna

criada para garantir que a força mensurada seja igual a força de referência. No segundo caso, a mesma situação é mostrada, porém, a comparação é feita em variáveis cinemáticas.

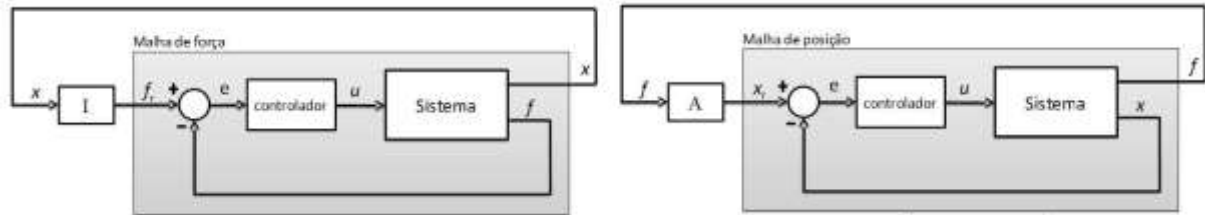


Figura 6 – Diagrama de blocos do sistema com modelo de referência.

Existem dificuldades em se usar um modelo de referência mais completo da cadeira para o controle de impedância no caso da cadeira de rodas, tal como o modelo de quatro barras devido, principalmente, à necessidade de medição da cinemática dos membros superiores da pessoa. Em vários trabalhos, tais como em Katsura e Ohnishi (2006) e em Oh e Hori (2014), o modelo de uma cadeira de rodas com o cadeirante em movimento de translação foi aproximado por uma função de transferência de primeira ordem, como ilustrado pela Figura 7.

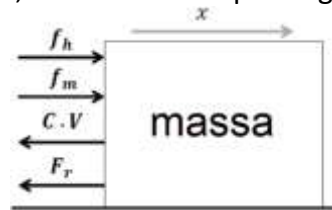


Figura 7 – Diagrama de blocos do sistema com modelo de referência.

As equações do movimento são

$$\begin{aligned} \dot{x} &= V \\ f_h + f_m &= M \cdot \dot{V} + C \cdot V + F_r \cdot \text{sign}(V) \end{aligned} \quad (20)$$

em que  $M$ ,  $C$  e  $F_r$  são a massa equivalente do cadeira com o usuário, o coeficiente de atrito viscoso e o atrito de rolamento, respectivamente. A dinâmica mostrado na Equação 20 não representa a característica cíclica de uma propulsão cadeira de rodas. A força  $f_h$  de propulsão humana representa a força média ao longo de um ciclo completo de propulsão ou a força aplicada por um cuidador para empurrar a cadeira de rodas.

Os parâmetros  $C$  e  $F_r$  foram obtidos empurrando um usuário numa cadeira de rodas comercial (E-motion) provida de assistência, mas com a assistência desligada. Durante o experimento, a propulsão manual foi encerrada e a cadeira de rodas passou a desacelerar até o repouso sob o efeito exclusivo das forças de resistência. O perfil de velocidade após a liberação (Figura 8) foi medida por meio de uma câmara ligada à cadeira de rodas. Com base nesse experimento os parâmetros  $C = 4,6 \text{ Ns/m}$  e  $F_r = 8,9 \text{ N}$  foram estimados por meio da solução de um problema de mínimos quadrados. O valor da massa  $M = 110 \text{ kg}$  foi estimado com base no peso do usuário e da cadeira de rodas.

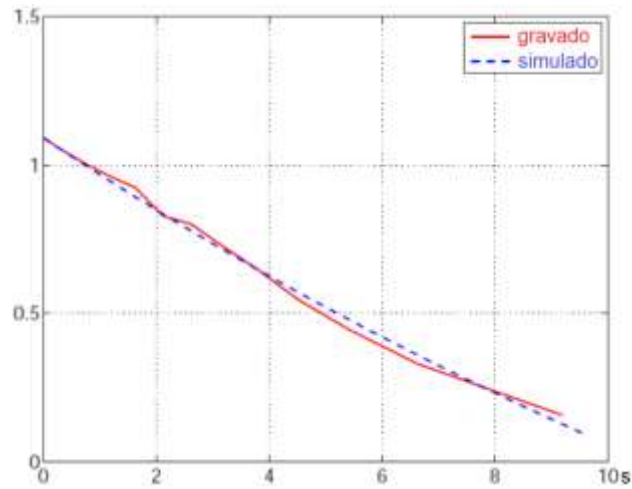


Figura 8. Velocidade durante a desaceleração.

Para um sistema SISO (Single Input Single Output) e admitindo parâmetros constantes e conhecidos  $M$ ,  $C$  e  $F_r$ , é possível escrever as equações da estratégia de controle tipo impedância por meio da lei de controle

$$f_m = (M - M_i) \cdot \dot{V} + (C - C_i) \cdot V + (F_r - F_i) \cdot \tanh(V) \quad (21)$$

o que resulta em uma dinâmica final visto pelo usuário como

$$f_h = M_i \cdot \dot{V} + C_i \cdot V + F_i \cdot \tanh(V) \quad (22)$$

em que  $M_i$  indica a massa aparente,  $C_i$  o coeficiente de atrito aparente e  $F_i$  a força de resistência ao rolamento aparente do sistema.

Para se obter os valores mais adequados dos parâmetros aparentes do modelo, formulou-se um problema de otimização. Nesse problema limitou-se a energia consumida pelo motor (o trabalho da força  $F_m$ ), enquanto que a função objetivo visa minimizar o esforço de propulsão humana, quantificada pelo integral no tempo do quadrado da força. Em outras palavras, o perfil de propulsão humana durante uma manobra de 10 m com uma velocidade média pré-estabelecida foi determinado minimizando o esforço de propulsão humana.

O problema de controle ótimo resultante é

$$\begin{aligned}
& \min_u J = \int_0^{t_f} f_h^2 dt \\
& \text{s.t.} \quad \begin{cases} \dot{x} = V \\ \dot{V} = \frac{1}{M} (f_h + f_m) - \frac{C}{M} \cdot V - \frac{F_r}{M} \cdot \tanh(1000 \cdot V) \\ E(f_m) \leq W \cdot \frac{3}{4} \\ |\dot{V}| \leq 3 \\ \begin{cases} x(0) = 0 \\ x(t_f) = 10 \\ V(0) = 0 \\ V(t_f) = 0 \end{cases} \end{cases}
\end{aligned} \tag{23}$$

onde  $t_f$  é o momento final da manobra. As restrições dinâmicas correspondem às equações de movimento do modelo,  $E$  é a energia consumida pelo motor,  $\frac{3}{4}$  de  $W$  é o limite superior sobre o consumo de energia do motor e  $f_m$  representa o controle. A aceleração máxima foi delimitada utilizando um valor sugerido na literatura e as condições e contorno impõem o tempo final e que o sistema inicia e termina a manobra em repouso.

A fim de obter o limite superior  $W$  para a energia consumida pelo motor, um problema semelhante de controle ótimo foi resolvido sem a propulsão humana e com o consumo de energia como a função de custo. A solução resulta  $W = 220$  J.

O fator de  $\frac{3}{4}$  foi adotada em conformidade com a literatura. O problema de controle ótimo foi resolvido utilizando 200 pontos de colocação. Na solução do problema foram utilizados dois pacotes de controle ótimo com base no método pseudo-espectral: GPOPS-II e PROPT.

A Tabela 1 mostra os resultados ótimos para os parâmetros do controlador e da função de custo obtidas para a estratégia de assistência tipo impedância usando os pacotes de controle ótimo. Como podemos ver as soluções obtidas com ambos os pacotes estão de acordo entre si, com exceção de pequenas diferenças, provavelmente porque seus métodos de solução são ligeiramente diferentes.

Tabela 1 – Solução do problema de controle ótimo.

	$J$	$M_i$
PROPT	398.73	1.06
GPOPS-II	398.13	1.02
	$C_i$	$F_i$
PROPT	4.60	1.78
GPOPS-II	4.60	1.78

A análise e o projeto feitos por meio da solução de um problema de controle ótimo não foi validada experimentalmente pois a cadeira de rodas com assistência disponível não permite a implementação de uma estratégia do tipo impedância. Optou-se, então, por uma validação das ideias propostas num sistema eletromecânico laboratorial constituído de motor CC da LJ systems.



O sistema LJ consiste de um motor de corrente contínua acoplado no mesmo eixo de um tacogerador, e esses, por meio de uma redução estão acoplados a um eixo instrumentado com sensores de deformações utilizado como sensor de torque, que serviu para validar o controle proposto. Na Figura 9 mostram-se detalhes do motor elétrico e do tacogerador.

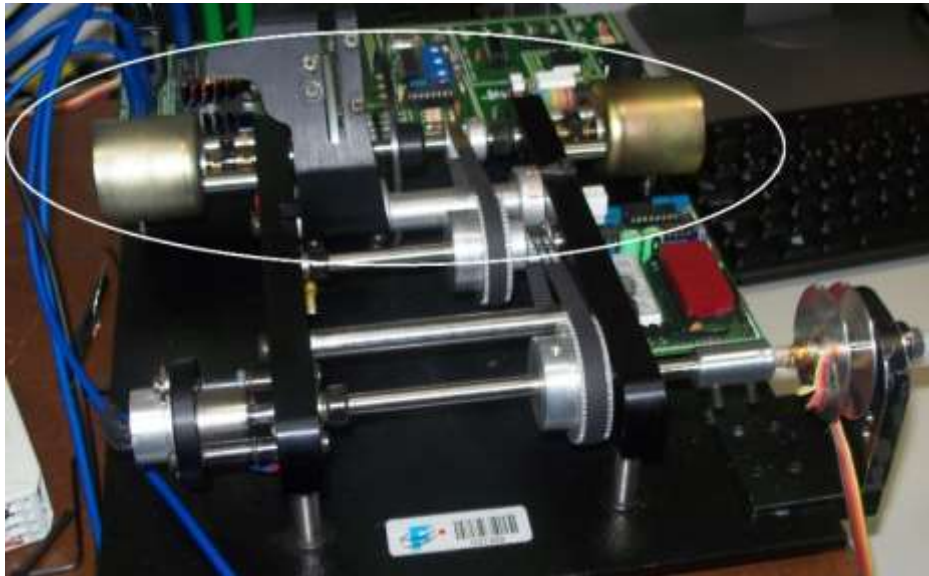


Figura 9. Motor corrente contínua e Tacogerador.

Para medição da força que o operador aplica ao sistema, foi desenvolvida uma célula de carga instalada numa haste que está acoplado ao eixo movido, conforme ilustrado na Figura 10. O sinal da célula de carga é condicionado pelo amplificador analógico RM 4220 da HBM.



Figura 10. Célula de carga.

Para a medição da velocidade no eixo da carga utiliza-se um tacogerador. A lei de controle é processada em tempo real pelo software Simulink. Essa lei de controle também usa a informação de aceleração, mas esse sinal não é medido diretamente mas estimado por meio de diferenciação do sinal da velocidade em relação ao tempo.

A hipótese investigada com o sistema LJ é a mesma que aquela investigada por Cuerva et al. (2016), ou seja, que alterações aparentes na massa, no atrito viscoso e no atrito de Coulomb do sistema implicam numa assistência mais adequada ao usuário. Nesta aplicação o usuário deve ser visto como um cuidador que empurra a cadeira de rodas ou como um operador que empurra um sistema de movimentação de cargas.

O sistema eletromecânico é constituído de motor de corrente contínua com ímã permanente, conforme ilustração da Figura 11.

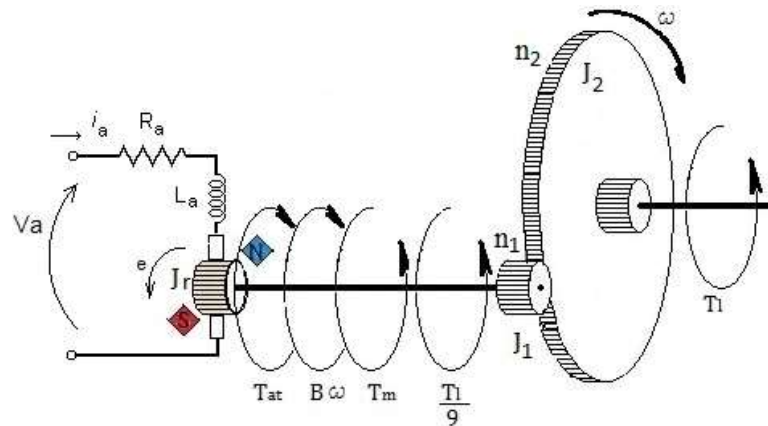


Figura 11. Esquema do sistema LJ.

Como usual em diversas aplicações, a indutância de armadura foi considerada desprezível. Seu modelo linear pode ser representado pelo diagrama de blocos da Figura 12, onde  $V_a$  é a tensão de armadura,  $T_l$  é o torque de carga,  $i = 1/9$  é a relação de transmissão e  $\omega$  é a velocidade angular do rotor, e, pelo fato de o motor e o tacogerador serem iguais, utiliza-se o mesmo valor numérico da constante de força contra eletromotriz  $K_m$ .

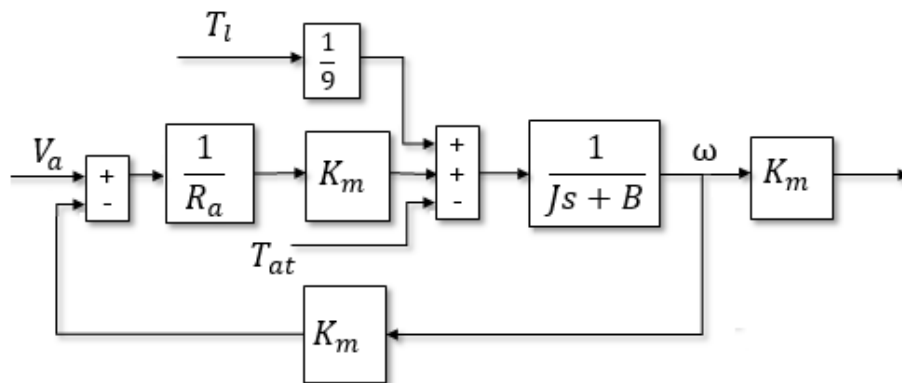


Figura 12. Diagrama de blocos do sistema LJ.

Para fins de identificação dos parâmetros do modelo, o mesmo foi reescrito por meio de parâmetros gerais (vide Figura 13) que tornam o procedimento de identificação mais simples.

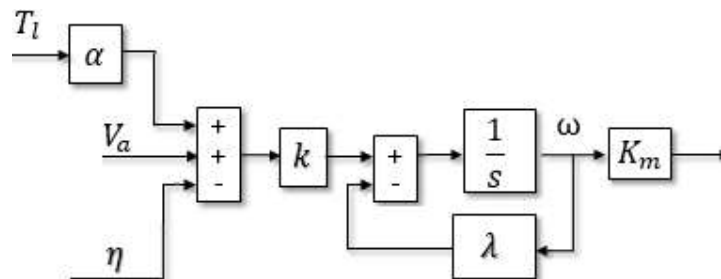


Figura 13. Diagrama de blocos do sistema LJ.

Os parâmetros do modelo da foram obtidos por meio de ensaios de transitório e de regime permanente e estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 - Parâmetros estimados da planta.

$K_m$	0,0171	$N.m/W^2$
$K_m/R_a$	$1,2185 * 10^{-2}$	$N.m/V$
$J$	$4,933 * 10^{-5}$	$kg.m^2$
$\eta$	0,4397	$N.m$
$\lambda$	4,153	$s^{-1}$
$C$	$2,05 * 10^{-5}$	$N.m.s$

A lei de controle utilizada é equivalente à Equação (21) e foi aplicada no sistema LJ para a alteração dos três parâmetros do modelo conforme os experimentos a seguir. Os gráficos que seguem ilustram a consequência da alteração de parâmetros da impedância no sinal de resposta da velocidade do sistema quando o torque externo é um sinal do tipo degrau, gerado por meio de uma tensão equivalente aplicada à entrada do sistema LJ. O sinal utilizado, foi um conjunto de degraus com diferentes amplitudes, para que fosse possível observar como a alteração dos parâmetros influencia a reposta do sistema, tanto na aceleração como na desaceleração. O primeiro degrau tem amplitude de  $0,27 N.m$ , aplicado no instante 0,5 s da simulação que é depois reduzido para  $0,16 N.m$ . Mostram-se também os gráficos da tensão de armadura, cuja máxima amplitude representa o máximo esforço de controle.

No experimento ilustrado pelos gráficos da Figura 14, alterações do momento de inércia aparente são feitas incrementando e decrementando 25% de seu valor em relação à inércia nominal do sistema. No mesmo experimento, porém em instantes distintos, mostra-se também a consequência da redução do atrito de Coulomb. Nos primeiros 7,5 s, existe somente a alteração do momento de inércia, após isso o atrito de Coulomb é compensado em 100%, ou seja, reduzido a um valor aparentemente nulo.

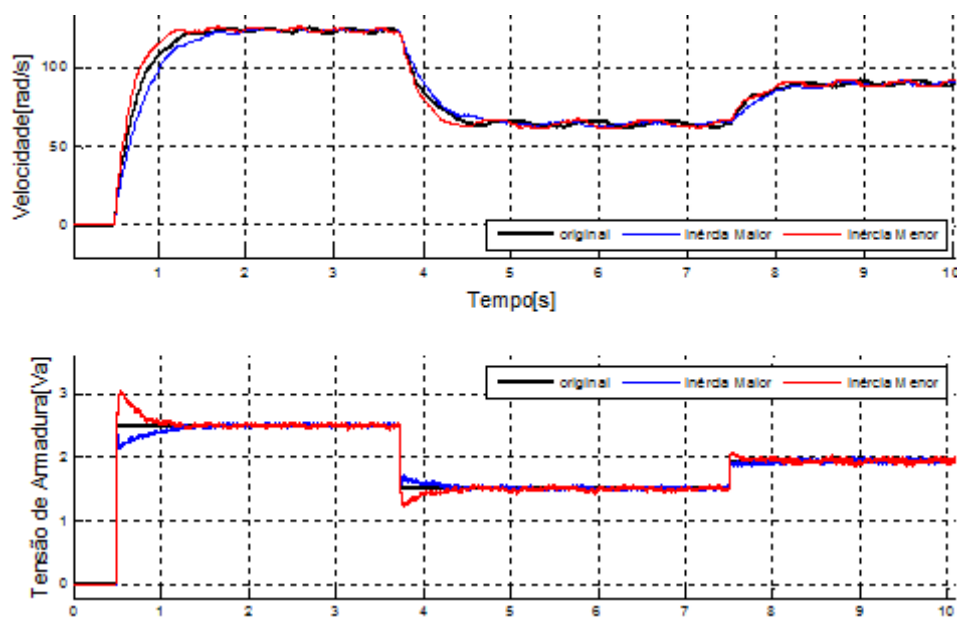


Figura 14. (a) Modificação da inércia aparente. (b) Sinal de controle.

Nota-se que a constante de tempo possui uma variação proporcional à modificação da inércia aparente, porém após os 7,5 segundos iniciais, a compensação do atrito de Coulomb se reflete numa elevação do ganho do sistema que pode ser vista pela alteração da amplitude da resposta. Embora essa compensação demande um esforço de controle maior, o motor não apresentou saturação.

Nos gráficos da Figura 15, com a modificação do atrito viscoso, o sistema apresenta uma variação de acordo na constante de tempo e no seu valor final, por causa da alteração do ganho. Após os 7,5 s iniciais, a compensação de 100% do atrito de Coulomb foi inserida, e se observou uma alteração correspondente no valor final da reposta de forma proporcional ao parâmetro alterado. Quando se impõe um aumento de 25% no coeficiente de atrito viscoso, o sistema passa a ter uma menor constante de tempo e com um regime permanente de amplitude menor que o do sistema original (menor ganho). Note-se que, nesse caso, o esforço de controle apresentou um transitório e um regime permanente inferior quando comparados com o do sistema original. Quando se impõe uma diminuição de 25% no coeficiente de atrito viscoso, o sistema passa a ter uma maior constante de tempo e com um regime permanente de amplitude maior que o do sistema original (maior ganho). Nesse caso, o esforço de controle apresentou um transitório e um regime permanente superior quando comparados com o do sistema original, até mesmo com a compensação do atrito de Coulomb.

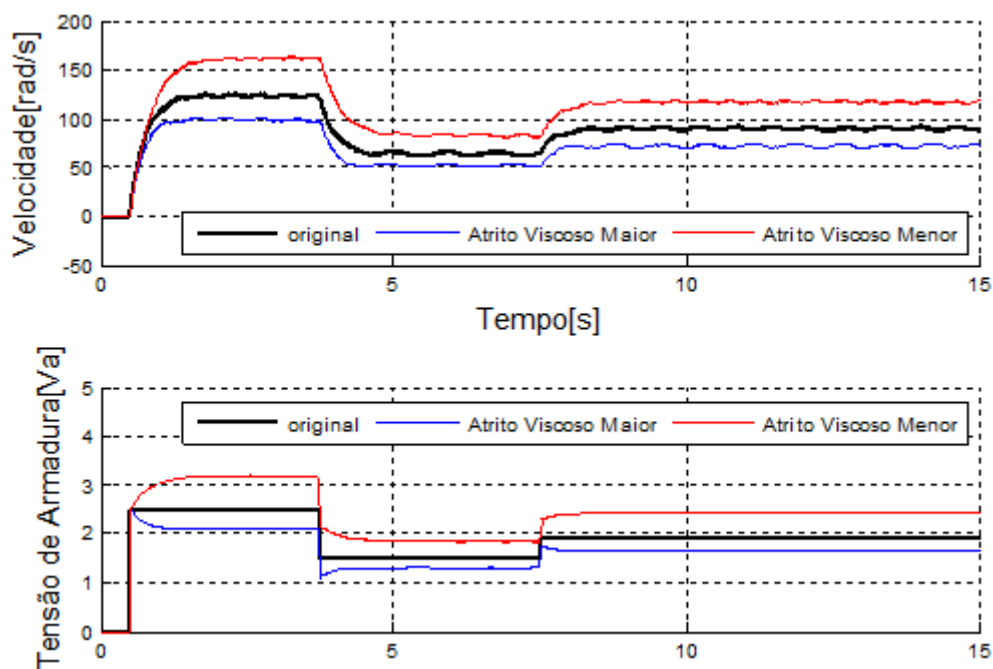


Figura 15. (a) Modificação da viscosidade aparente. (b) Sinal de controle.

Pode-se notar nos primeiros 7,5 s dos gráficos da Figura 15 que, ao se diminuir o atrito viscoso em 25%, se consegue um aumento do ganho verificado pelo valor final maior e uma constante de tempo menor. A compensação do atrito de Coulomb na fase partir dos 7,5 s teve como influência uma alteração do valor de regime da resposta do sistema.

Uma questão importante é saber selecionar quais são os conjuntos de parâmetros adequados para uma dada aplicação. O gráfico da Figura 16 mostra qual a faixa de variação dos parâmetros que poderá ser usado, sem que o motor esteja fora da região de trabalho, ou seja, sem saturar.

O gráfico da Figura 16 foi gerado para alterações de 95% nos parâmetros do modelo, sendo a intersecção em vermelho os valores que estão fora da região de trabalho.

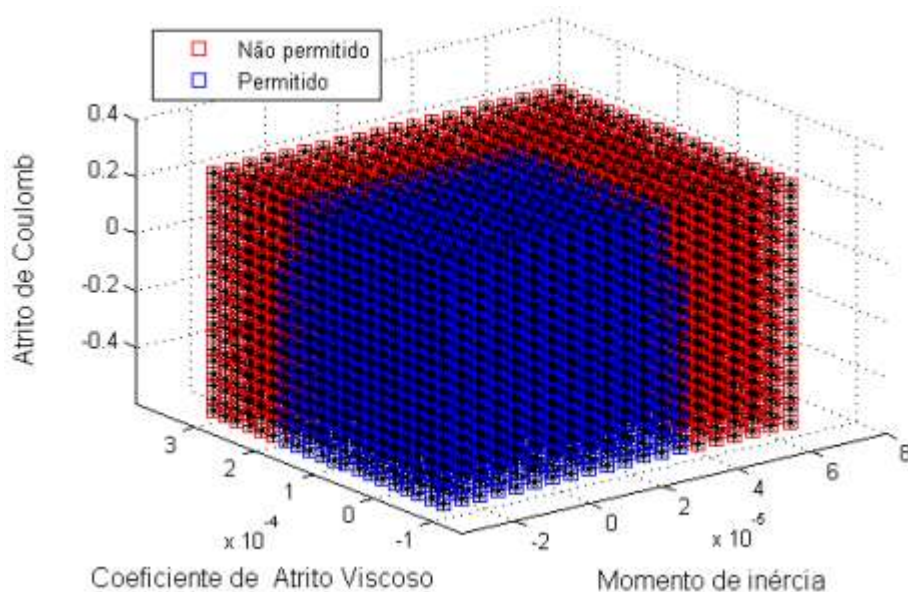


Figura 16. Espaço útil de variação de parâmetros do modelo.

Para que a alteração desses parâmetros seja adequada, quando se consegue um momento de inércia pequeno e um coeficiente de atrito viscoso maior, é possível utilizar o sistema eficientemente para manobras em espaços de pequenos, pois o tempo de acomodação da resposta do sistema é pequeno e o sistema não alcançará grandes velocidades.

Ao diminuir o coeficiente de atrito viscoso, o sistema terá um ganho maior, com isso a velocidade em regime será maior, o que é de interesse do operador que precisará de um torque menor para o deslocamento.

Para que se tenha segurança em declives, pode-se utilizar maiores valores de atrito de Coulomb, atrito viscoso, e com momento de inércia acentuado para que a frenagem exija pouco do usuário.

## 5.2. Controle do *wheelie*

Uma das maiores dificuldades dos usuários de cadeira de rodas é a transposição de obstáculos como degraus, desníveis e rampas. Para executar esta tarefa, usuários mais experientes executam uma manobra denominada “wheelie” que consiste em empinar a cadeira de rodas e manter o equilíbrio sobre as duas rodas traseiras (Santos et al., 2016).

O modelo do sistema, Figura 17, é instável em malha aberta. Os parâmetros do sistema foram estimados através de uma cadeira de rodas manual convencional. Para determinar o momento de inércia da roda traseira e da cadeira de rodas foi utilizado um experimento pendular. O centro de massa foi determinado através de experimentos de suspensão. Para as propriedades do usuário foram utilizados dados antropométricos reportados em Winter (2006).

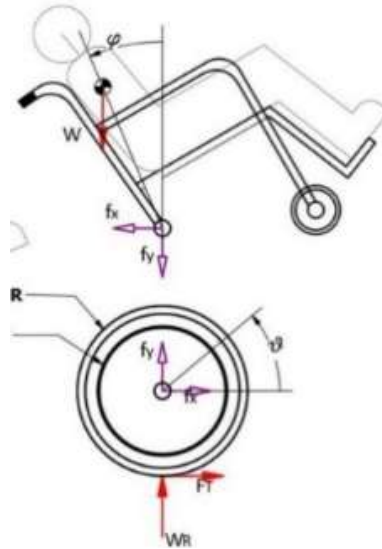


Figura 17 – Diagrama do corpo livre dos modelos.

A estratégia de controle foi baseada no controlador linear quadrático (LQR) cujos ganhos foram determinados de forma a minimizar o esforço de controle, sendo ele o torque que deve ser aplicado às rodas como

$$\tau = K x \quad (24)$$

onde  $x = [\varphi \quad \dot{\varphi} \quad \dot{\theta}]$  é o vetor de estados do sistema e  $K$  é a matriz de ganhos, como indicado em Santos et al. (2016). Os ganhos da lei de controle na Eq. (24) foram determinados através da solução de um problema de controle ótimo.

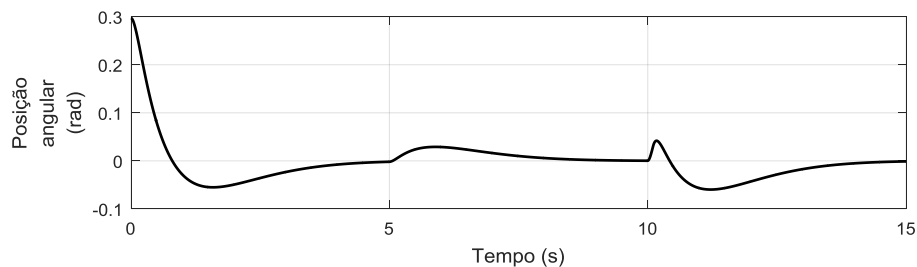


Figura 18 – Resposta do Sistema.

A Figura 18 mostra a resposta da inclinação  $\gamma$  do corpo superior do modelo (Figura 17) durante o wheelie em malha fechada. Note que o sistema leva menos de 5s para alcançar o equilíbrio. No instante  $t = 5s$ , a velocidade angular da roda foi alterada e em  $t=10s$  foi aplicada uma força horizontal de 10N por 0,1 s, 1 m acima do eixo da roda na cadeira. Os resultados apresentados demonstram a efetividade do controlador escolhido devido à rápida resposta para atingir a estabilização do sistema e a capacidade de rejeição de perturbações.

## 6. Experimentos e Resultados

### 6.1. Protocolo Experimental e Processamento dos Dados

Como justificado anteriormente, a parte experimental foi realizada em parte (como descrito na seção 6.2) por conta dos atrasos relacionados à chegada dos equipamentos importados, embora o protocolo experimental descrito a seguir tenha sido elaborado e aprovado por Comitê de Ética em Pesquisa. No momento da entrega deste relatório, os esforços do grupo continuam no sentido de finalizar a comparação experimental proposta originalmente, com envolvimento de dois alunos de Iniciação Científica.

Estão sendo selecionados, na comunidade acadêmica, 10 indivíduos não portadores de deficiência física ou motora com idades entre 20 e 30 anos que serão brevemente entrevistados sobre a existência de algum histórico anterior de lesões, queixa de dores ou qualquer comprometimento neuromuscular nos membros superiores. Não havendo qualquer uma das condições acima, os voluntários estarão aptos a participar dos ensaios e, após a leitura do termo de consentimento livre e esclarecido, será necessário que o assinem caso estejam de acordo.

Será realizada uma sessão preliminar de anamnese, na qual os voluntários serão esclarecidos sobre o protocolo experimental e serão coletadas as dimensões antropométricas do voluntário como altura, peso corporal e comprimentos do braço e antebraço. Nesta mesma sessão, será ajustada a posição relativa confortável entre ombro e o centro da roda, a qual será registrada para cada voluntário para posterior ajuste personalizado nas sessões de ensaios.

A avaliação das cadeiras de rodas de propulsão manual e da cadeira de rodas híbrida (PAPAW - "Push-Rim Activated Power-Assisted Wheelchair") da E-Motion será realizada para duas tarefas:

- 1) Locomoção no plano horizontal (inclinação nula), percorrendo uma distância de 16 metros para duas velocidades (0,9 m/s e 1,8 m/s);
- 2) Ascensão em rampa com inclinação de aproximadamente 4,5 graus (declividade de 7,76 %), percorrendo uma distância de 16 metros em velocidade confortável definida pelo usuário.

A locomoção na superfície plana nas velocidades aproximadas de 0,9 m/s e 1,8 m/s, será garantida por meio de um tacômetro, instalado na roda da cadeira e informada ao participante por meio de monitores. Cada voluntário realizará duas repetições em cada uma das seguintes condições, tidas como ensaios:

- Cadeira manual, na superfície plana, com velocidade de 0,9 m/s;
- Cadeira manual, na superfície plana, com velocidade de 1,8 m/s;
- Cadeira manual, na superfície com inclinação de 4,5 graus e com velocidade confortável;
- Cadeira híbrida, na superfície plana com velocidade de 0,9 m/s;
- Cadeira híbrida, na superfície plana com velocidade de 1,8 m/s;
- Cadeira híbrida, na superfície com inclinação de 4,5 graus e com velocidade confortável;

Portanto, cada voluntário passará por 12 repetições de experimentos. A ordem de realização dos ensaios será randomizada de forma a minimizar a sua influência nos resultados coletados para a população de voluntários.

Os ensaios serão realizados de forma que os voluntários saiam do repouso no início do percurso definido para a realização do ensaio, atinjam a condição de regime estacionário na velocidade prescrita ou na velocidade considerada confortável na região central do percurso e,



subsequentemente, desacelerem a cadeira de rodas até atingir o repouso ao final do percurso. Os dados serão coletados para todo o percurso, de forma a permitir o estudo dos efeitos também nas condições de transiente, entre o repouso e a velocidade prescrita ou confortável e entre estas e o repouso ao final do percurso. Após cada ensaio bem-sucedido, o voluntário terá de 3 a 5 minutos de descanso para minimizar os efeitos da fadiga muscular.

Em todos os ensaios, serão coletados dados de eletromiografia e de cinemática dos membros superiores (Chow et al., 2009; Horwath et al., 2010). Serão coletadas também, os dados de forças aplicadas no aro de propulsão da cadeira, nas três direções (tangencial, radial e transversal) por meio de uma roda dinamométrica (Boninger et al., 2002) que substituirá uma das rodas da cadeira de rodas. Para este fim, está sendo desenvolvida no Centro Universitário da FEI, uma roda instrumentada, que possibilita a avaliação das forças aplicadas durante a propulsão. A cinemática dos membros superiores em todos os testes será medida por meio de três unidades inerciais, uma afixada no antebraço e uma no braço, ambas fixadas na porção média dos segmentos e alinhadas com as respectivas direções longitudinais, e uma afixada ao tronco, na região do esterno. O sistema é composto de sensores inerciais para análise de movimento humano 3D e substitui um sistema de câmeras, que, apesar de ser mais usual para avaliações cinemáticas, é muito mais caro e não permitiria que os dados fossem recolhidos ao longo de todo o trajeto e fora de um laboratório.

A partir de um modelo do sistema esquelético ajustado ao cadeirante (Leary et al., 2012), o movimento dos membros superiores (tronco, braço e antebraço) no plano sagital será reconstruído utilizando-se os dados dos sensores inerciais. Para os testes com a cadeira de rodas manual, de posse da reconstrução cinemática do movimento dos membros superiores e das forças aplicadas no aro da cadeira de rodas, será possível estimar os momentos totais nas articulações do cotovelo e do ombro utilizando a técnica de dinâmica inversa (Gil-Agudo et al., 2010). Para os experimentos com a cadeira de rodas híbrida, como não será possível adaptar a roda dinamométrica, se desenvolverá um modelo matemático da cadeira de rodas e do usuário que permitirá estimar estes valores a partir dos dados coletados de cinemática. A partir da força tangencial na roda e da cinemática dos membros superiores e roda, é possível estimar os momentos nas articulações utilizando a técnica de dinâmica inversa associada a uma otimização numérica cuja função custo representaria critérios de desempenho tais como a soma dos quadrados dos momentos articulares ou a soma dos quadrados das ativações musculares (Erdemir et al., 2007).

Para a normalização dos resultados experimentais, antes do processo de aquisição do EMG durante o movimento, os voluntários serão instruídos a aplicar força máxima tangencial na posição central do aro de propulsão, em avanço e depois em recuo. Nestas condições, serão obtidos os valores correspondentes à contração isométrica voluntária máxima (MVIC) de flexores e extensores do ombro. Neste caso, considera-se o valor médio de 3 aquisições (Chow et al., 2009; Dubovsky et al., 2008; Howarth et al., 2010; Louis e Gorce, 2010).

Para a aquisição do EMG está sendo solicitada a aquisição do Sistema de Eletromiografia wireless de 16 canais da Noraxon, denominado Telemyo DTS Desk Receiver W/16 Channels & MR3 Master Software. Como a monitoração será feita durante a realização de movimento e deslocamento, o sistema wireless possibilita uma liberdade maior, além de minimizar problemas com a movimentação de fios os quais geram ruídos e podem também causar mau contato com os eletrodos (NORAXON, 2013b). Os eletrodos a serem utilizados são de superfície, de Ag.AgCl, autoadesivos com gel. O padrão de colocação e posicionamento, bem como o equipamento, seguem as recomendações da SENIAM. O sinal de EMG deve ser amplificado e filtrado por um passa faixas de 20 – 500 Hz e retificado. Após o processo de suavização, segue-se com a



normalização pelo MVIC. A frequência de aquisição mínima a ser programada no sistema deve ser 1000 Hz. Após esse pré-processamento, o EMG de cada um dos músculos poderá ser analisado em cada fase do movimento e em função da variação de parâmetros, como, por exemplo, velocidade e inclinação e para cada tipo de cadeira. Uma normalização no tempo pode também ser feita de forma a comparar as várias realizações do movimento em função da porcentagem da duração do ciclo completo do movimento de propulsão (Chow et al., 2009; Dubovsky et al., 2008; Howarth et al., 2010; Louis e Gorce, 2010).

Os dados de força no aro de propulsão e de cinemática serão tratados utilizando um filtro passa baixa com frequência de corte de 6 Hz. Estes dados por sua vez serão utilizados para estimar os momentos articulares no ombro e no cotovelo através de um modelo do sistema usuário-cadeira de rodas. Todos os dados serão normalizados pela duração do ciclo completo de propulsão.

Os dados de EMG de cada músculo analisado, de força tangencial no aro e de momentos articulares estimados serão utilizados para quantificar o esforço de propulsão. Desta forma, será possível comparar o esforço necessário para a propulsão das cadeiras de rodas manual e híbrida nas condições testadas. A comparação deverá ser acompanhada de uma análise estatística a fim de se detectar a significância das diferenças observadas. Os testes estatísticos a serem utilizados serão definidos durante o estudo.

## 6.2. Procedimento Experimental

Neste estudo, tendo em vista o envolvimento de seres humanos no protocolo experimental, foi necessária a submissão do protocolo a um comitê de ética em pesquisa, segundo determina a resolução 466 de 2012 do Conselho Nacional de Saúde, através do Sistema Nacional Unificado da Plataforma Brasil. O ANEXO A contém o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) aprovado pelo Comitê de Ética da Umesp (parecer número 1.243.289).

Foi selecionado, dentro da comunidade acadêmica, um voluntário não portador de deficiência física ou motora com 26 anos de idade que foi brevemente entrevistado sobre a existência de algum histórico anterior de lesões, queixa de dores ou qualquer comprometimento neuromuscular nos membros superiores. Não havendo qualquer uma das condições acima, o voluntário leu o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE – ANEXO A) e, estando de acordo, assinou o documento.

Uma sessão preliminar de anamnese foi realizada com o voluntário, na qual foi esclarecido o protocolo experimental e coletadas as dimensões antropométricas como altura e peso corporal.

A avaliação foi realizada para duas tarefas: 1) velocidade normal (confortável) no plano horizontal (inclinação nula), percorrendo uma distância de aproximadamente 7,5 metros, e 2) velocidade alta no plano horizontal (inclinação nula), percorrendo uma distância de aproximadamente 9,5 metros.

Os testes foram realizados de forma que o voluntário partiu do repouso no início do percurso e atingiu a condição em regime na região central do percurso para a coleta dos dados. Após cada teste bem sucedido, o voluntário teve de 3 a 5 minutos de descanso para minimizar os efeitos da fadiga muscular. Para cada tarefa foram realizadas três repetições, totalizando seis testes. O voluntário foi instruído a reduzir a um mínimo o movimento do tronco.

Para a realização dos experimentos deste trabalho, foi adquirida uma cadeira de rodas manual convencional da marca Küschall do modelo Compact 2009 SB 400mm. Esse modelo suporta pessoas de até 100 kg e possui tamanhos usuais compatíveis com uma cadeira de rodas

convencional. Possui largura total de 60 cm, largura do assento de 40 cm, diâmetro do pneu de 24 polegadas e aro de propulsão com diâmetro externo de 21 polegadas.

O ajuste da posição relativa entre o ombro O do voluntário e o eixo E da cadeira foi de 0,66 m na vertical e 0,07 m na horizontal.

A cadeira de rodas foi equipada com uma roda instrumentada SmartWheel (OUT-FRONT, 2015) capaz de medir as forças e momentos aplicados ao aro de propulsão pelo usuário da cadeira nas três direções (x, y e z). De acordo com Cooper (2009), a roda instrumentada SmartWheel tem ajudado a fornecer uma base mais ampla de dados para as análises da biomecânica de propulsão da cadeira de rodas, ajudando a compreender a ergonomia da cadeira de rodas e a compreensão das causas de lesões por altas cargas e esforços repetitivos. O sistema da SmartWheel é capaz de medir também a cadência de propulsão, comprimento do impulso, posição angular da roda, velocidade, entre outros, e é dotada de sistema wireless, o que dispensa a utilização de fios proporcionando maior liberdade ao cadeirante durante os testes.

Foram coletados dados de forças de contato entre a mão do voluntário e o aro de propulsão por meio do sistema SmartWheel. Os dados de cinemática dos membros superiores e da cadeira no plano sagital, foram medidos por meio de uma câmera digital BASLER modelo scA640-120gc com 120 fps (frames por segundo).

Para a quantificação da cinemática, foram colocadas marcas reflexivas esféricas com diâmetro de 25 mm sobre pontos anatômicos específicos no voluntário e na roda da cadeira. Um total de 6 marcas foram colocadas nos membros superiores do lado esquerdo do voluntário e na roda esquerda da cadeira, uma vez que o deslocamento aconteceu (na vista frontal) da direita para a esquerda (Figura 19). As marcas nos membros superiores foram colocadas na parte superior do acrômio, no músculo deltoide lateral para identificação do centro de rotação da articulação glenoumeral quando o braço está alinhado com o tronco, no epicôndilo lateral (articulação do cotovelo) e na mão, localizada sobre a terceira articulação metacarpo-falangiana (Boninger et al., 1997), que identifica o ponto de contato entre a mão e o aro de propulsão. Uma marca também foi colocada no eixo da roda e outra localizada no raio da roda a aproximadamente 12 centímetros da marca do eixo. Esta marca serve para identificação da posição angular da roda (Figura 19).



Figura 19 - Localização das marcas reflexivas para quantificação da cinemática.

As coordenadas das marcas foram obtidas a partir dos vídeos utilizando-se o software SkillSpector (<http://video4coach.com/>) e uma calibração com base em uma imagem com quatro marcas colocadas em posições conhecidas.

Dados de forças aplicadas ao aro da cadeira de rodas e do deslocamento angular da roda foram obtidos por meio de uma roda dinamométrica SmartWheel (<http://www.out-front.com/>) com uma frequência de aquisição de 250 Hz.

Posteriormente, os vídeos foram digitalizados com o objetivo de se obter as coordenadas das marcas utilizando o software aberto SkillSpector ([video4coach.com/](http://video4coach.com/)). O SkillSpector é um software gratuito que pode ser utilizado na biomecânica para análise cinemática bidimensional ou tridimensional. Em análise bidimensional é possível analisar também a posição e aceleração, tanto linear quanto angular.

Para a coordenada x do ombro, utilizou-se a coordenada x do acrômio, que representa o deslocamento no eixo i. A coordenada y do ombro está 5 cm abaixo da coordenada y do acrômio, essa corresponde à distância das marcas do acrômio e do deltoide quando estas estão alinhadas verticalmente. Esse ajuste foi utilizado para se obter um melhor posicionamento do centro de rotação da articulação do ombro e diminuir os erros devidos ao deslizamento dos tecidos moles como pele e músculos sobre a articulação.

O comprimento do braço, B, foi calculado como a distância média entre as coordenadas do ombro e da marca localizada na articulação do cotovelo (epicôndilo lateral) durante a fase de avanço na propulsão. Analogamente, o comprimento do antebraço, A, foi adotado como a distância média durante a fase de avanço entre as marcas da articulação do cotovelo e da articulação metacarpo-falangiana (ponto de contato entre mão e aro de propulsão).

Os ângulos  $\beta$  e  $\alpha$ , referentes ao braço e antebraço, foram determinados a partir de segmentos de retas traçadas pelos pontos identificados no ombro, cotovelo e mão com a coleta dos dados cinemáticos. Posteriormente, com os dados de deslocamento horizontal x da marca no acrômio, e os ângulos  $\beta$  e  $\alpha$ , foram calculadas as derivadas primeira e segunda por diferenças finitas para se obter as informações de velocidade e aceleração do conjunto e também velocidades e acelerações angulares do braço e antebraço.

### 6.3. Tratamento dos dados

Os dados de vídeo (cinemática) foram obtidos a uma frequência de 120 Hz e os dados de forças de contato com a roda instrumentada SmartWheel a uma frequência de 240 Hz. A sincronização dos dados cinemáticos e de forças foi feita pela comparação das posições angulares da roda obtidas pelo sistema SmartWheel e pela trajetória das marcas presas à roda. Após a sincronização, todos os dados foram interpolados a uma frequência de 120 Hz. Todos os dados foram filtrados utilizando um filtro passa-baixa do tipo Butterworth zero-lag, de ordem 4, com frequência de corte de 6 Hz (Boninger et al., 1998, Finley et al., 2004). Todos os dados foram tratados e filtrados utilizando o software Matlab.

### 6.4. Resultados

São apresentados inicialmente nessa seção, os dados de entrada do modelo como a cinemática e forças de contato entre a mão e o aro de propulsão, que foram coletados e tratados conforme descrito anteriormente. Em seguida, são apresentados os resultados dos momentos articulares totais no ombro e no cotovelo obtidos por meio da dinâmica inversa e as

contribuições individuais ao momento articular dos principais músculos que atuam nas articulações do ombro e do cotovelo, obtidos por otimização estática.

Os gráficos construídos para os resultados desse trabalho foram normalizados para viabilizar o cálculo e a apresentação dos valores médios das curvas em função do percentual do ciclo de propulsão (de 0 a 100%).

Os dados de velocidades médias obtidas a partir do deslocamento  $x$  da marca posicionada no acrômio do voluntário para os 6 testes realizados (3 em velocidade confortável e 3 em velocidade alta) são apresentados na Tabela 3. São mostradas também nessa tabela, a cadência de propulsão (ciclos de propulsão por segundo) e a porcentagem de duração da fase de contato da mão com o aro para cada ciclo analisado. As médias e os desvios padrão foram calculados para os três testes em velocidade confortável (testes 1, 2 e 3) e para os três testes em velocidade alta (testes 4, 5 e 6).

Tabela 3 – Dados experimentais.

Velocidade confortável					
	Teste 1	Teste 2	Teste 3	média	desvio padrão ( $\sigma$ )
velocidade acrômio	1,28	1,35	1,40	1,34	0,049
cadência de propulsão	1,22	1,24	1,15	1,21	0,037
% da fase de contato	39,80	46,39	40,38	42,19	2,98
Velocidade alta					
	Teste 4	Teste 5	Teste 6	média	desvio padrão ( $\sigma$ )
velocidade acrômio	1,96	2,00	1,91	1,96	0,034
cadência de propulsão	1,88	1,67	1,64	1,73	0,104
% contato	34,38	40,28	42,47	39,040	3,42

A cinemática dos membros superiores é apresentada nos gráficos da Figura 20, que descrevem o ângulo do braço em relação à vertical  $\beta$  e o ângulo de flexão do cotovelo  $\alpha$  para o ciclo completo de propulsão. O gráfico da esquerda representa os dados coletados dos testes com velocidade confortável e o da direita com velocidade alta.

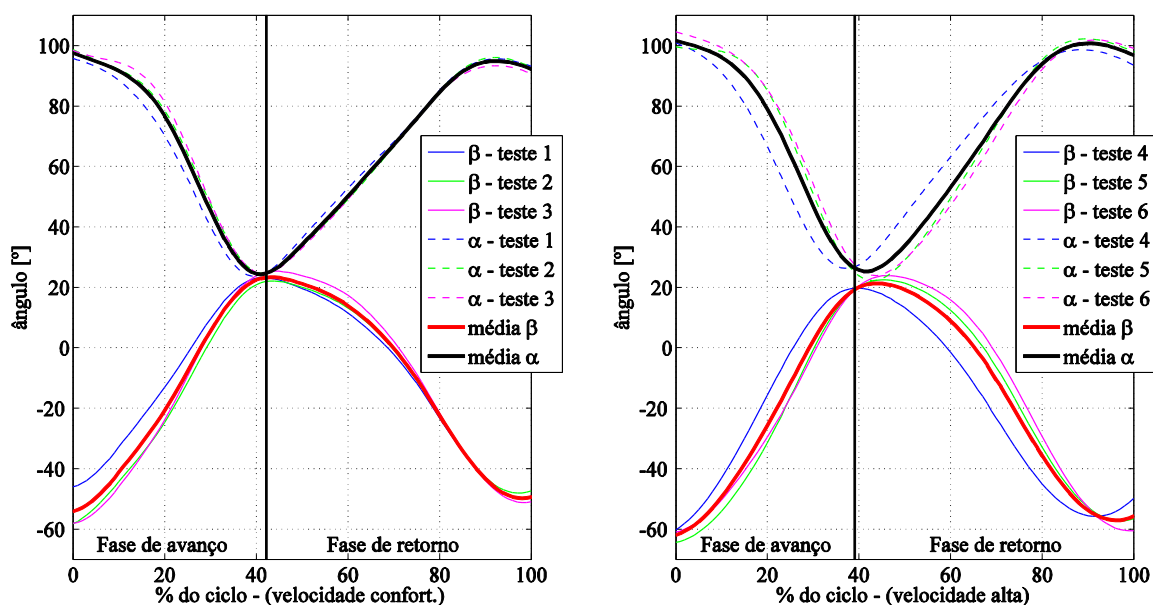


Figura 20 - Ângulos  $\beta$  e  $\alpha$  durante o ciclo de propulsão.

As forças de contato  $F_x$  e  $F_y$  com o aro de propulsão para as velocidades confortável e alta medidas a partir da roda instrumentada SmartWheel são mostradas nos gráficos das Figuras 21 (força em x) e 22 (força em y). Os testes em velocidade confortável estão no gráfico da esquerda, e os em velocidade alta no gráfico da direita.

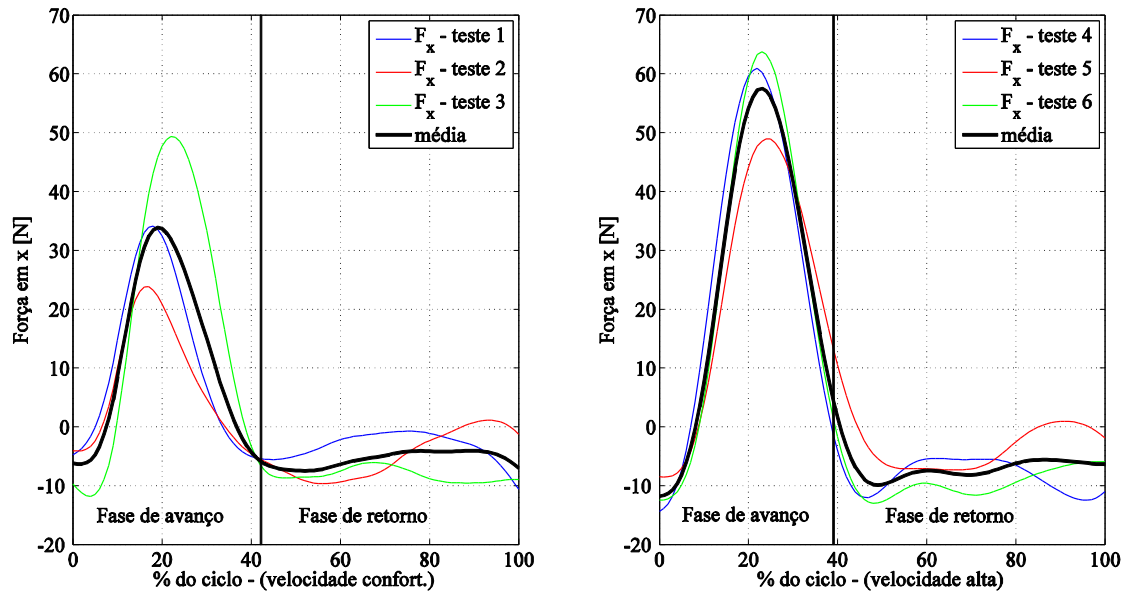


Figura 21 - Forças  $F_x$  de contato com o aro de propulsão.

A curva média das forças de contato na direção x (curva na cor preta) para a velocidade confortável mostra que, no início do ciclo de propulsão, a força possui valor negativo de -6 N, chega ao valor máximo de 33 N em 19% do ciclo na fase de avanço e -5 N no fim da fase de avanço. Em velocidade alta, o comportamento é análogo, porém, com amplitudes maiores. O valor no início do ciclo é de -11 N, com valor máximo de 57 N em 23% do ciclo na fase de avanço e com valor negativo de -9 N em 48% do ciclo, já na fase de retorno.

Na Figura 21, os valores negativos de força na direção x aplicadas no aro de propulsão podem ser atribuídos ao contato inicial da mão do voluntário com o aro, que gera forças contrárias ao movimento. O mesmo acontece no fim do ciclo de propulsão, pois a mão pode continuar em contato deslizante com o aro após o instante identificado nos vídeos como transição entre as fases de avanço e retorno.

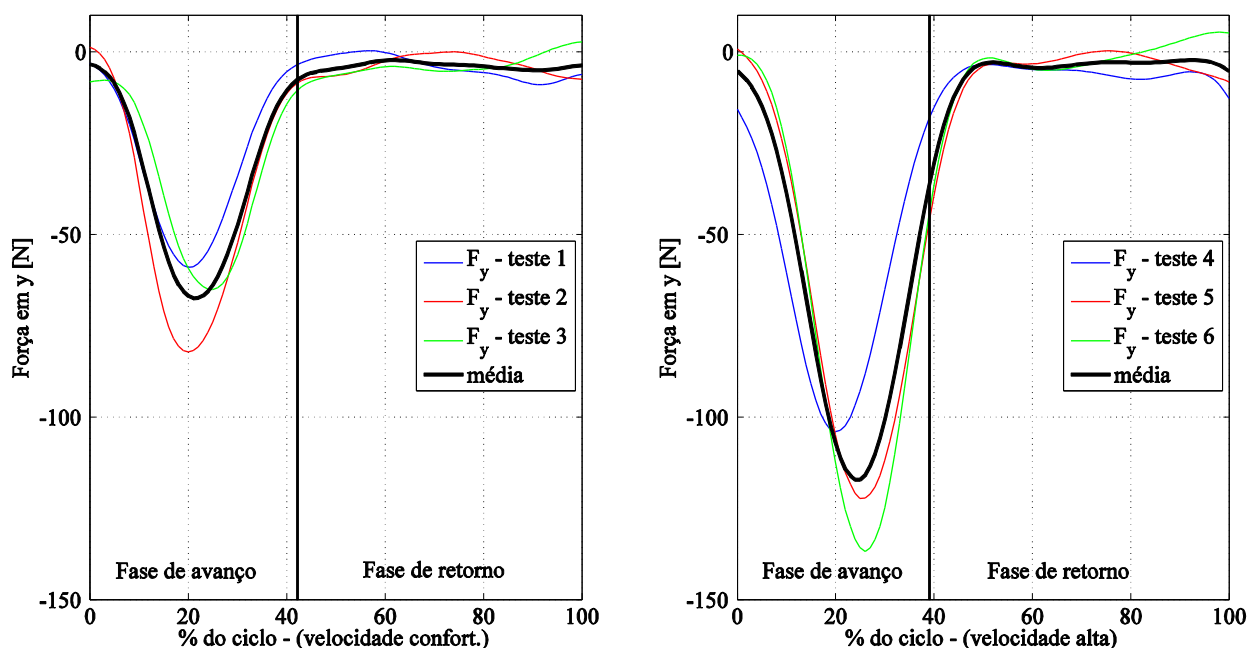


Figura 22 - Forças  $F_y$  de contato no aro de propulsão (positivo para cima), para as velocidades confortável (à esquerda) e alta (à direita).

Na direção  $y$ , a curva média das forças de contato no aro em velocidade confortável tem seu valor máximo de -67 N em 22% do ciclo na fase de avanço. Assim como acontece com a força na direção  $x$ , a curva média de força de contato em  $y$  mostra amplitudes maiores para a velocidade alta, com valor máximo de -117 N em 24% do ciclo (na fase de avanço).

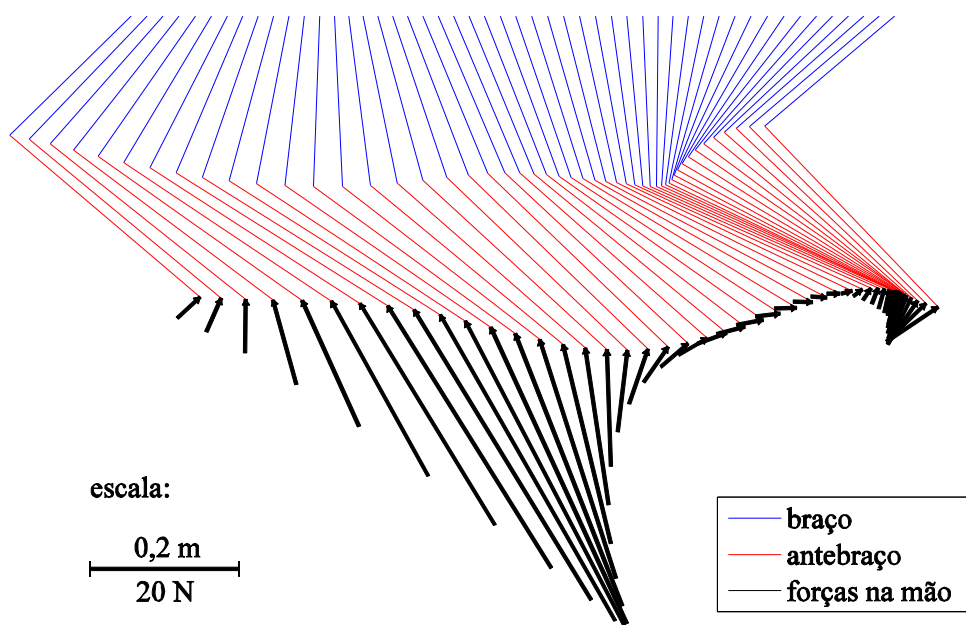


Figura 23 - Figura representativa do padrão de propulsão e da força na mão para o teste 1 (velocidade confortável).

A Figura 23 ilustra o padrão de propulsão durante o ciclo completo para o teste 1 (velocidade confortável - escolhido aleatoriamente). Na figura, o braço e antebraço são representados pelos segmentos azuis e vermelhos, respectivamente. A direção e módulo (em escala de 0,01 m/N) da

força no aro, são representados pelas setas de cor preta como forças de reação aplicadas na mão do voluntário.

Os momentos articulares totais no ombro e no cotovelo, calculados a partir da dinâmica inversa são mostrados nas Figuras 24 e 25. Os gráficos à esquerda representam os experimentos com velocidade confortável e os à direita os testes com velocidades altas.

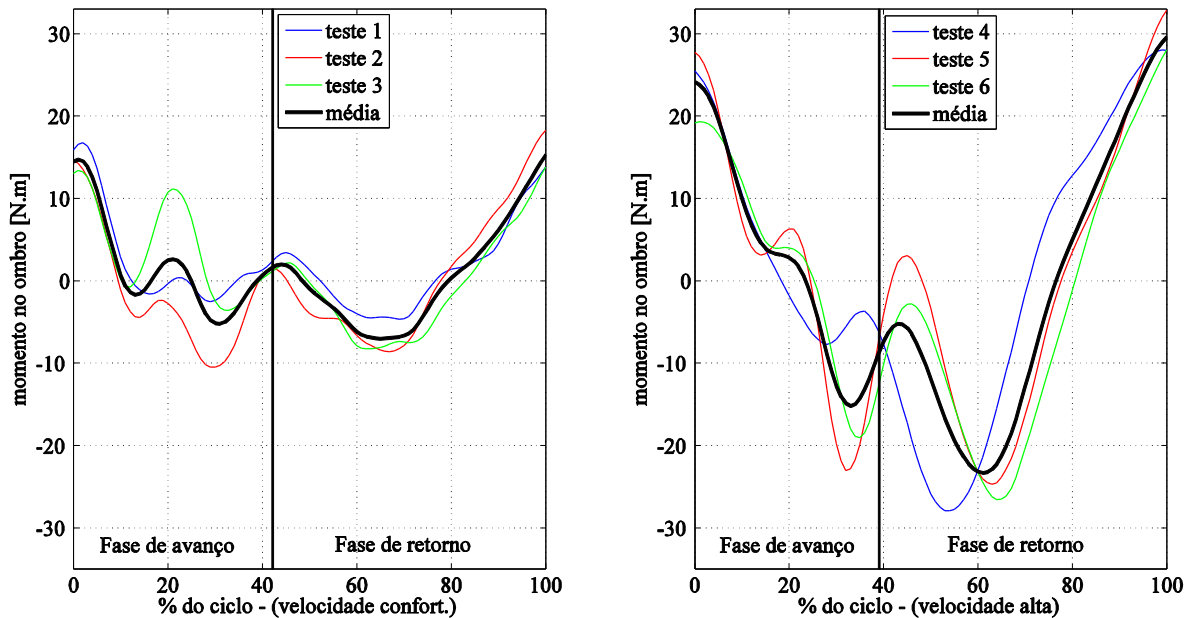


Figura 24 - Momentos articulares no ombro para velocidades confortável (à direita) e alta (à esquerda).

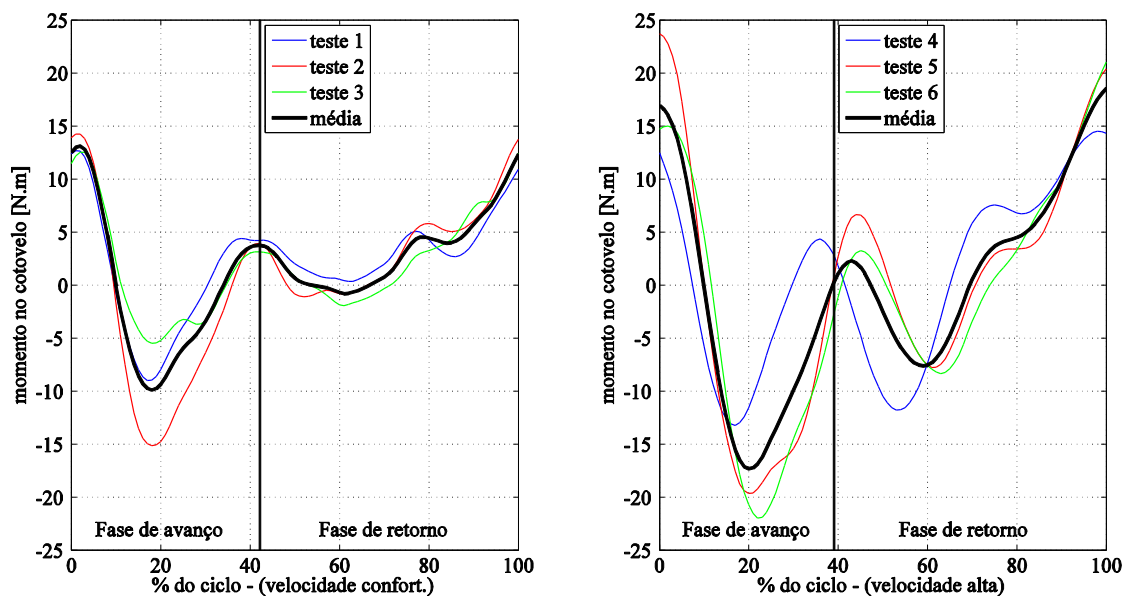


Figura 25 – Momentos articulares no cotovelo para velocidades confortável (à esquerda) e alta (à direita).

Como o ombro está sofrendo flexão na fase de avanço, os valores negativos de momento representam ação excêntrica enquanto valores positivos de momento representam ação concêntrica. Já na fase de retorno, como o ombro está sofrendo predominantemente extensão, os valores negativos representam ação concêntrica enquanto os positivos, ação excêntrica.

Em velocidade confortável, os resultados mostram uma alternância entre ação concêntrica e excêntrica durante a fase de avanço com predominância de ação concêntrica.

Na velocidade alta, houve um aumento considerável nas amplitudes em relação àsquelas na velocidade confortável. No início da fase de avanço (ação concêntrica para a flexão do ombro) ocorreu um aumento de 66% no momento máximo e, no final da fase de retorno, o pico do momento aumentou em 232%.

Nos gráficos da Figura 25, na fase de avanço em que o cotovelo sofre extensão, os valores positivos das curvas médias dos momentos na articulação do cotovelo descrevem ação excêntrica e os valores negativos representam ação concêntrica. Na fase de retorno, em que o cotovelo sofre predominantemente flexão, valores negativos descrevem uma ação excêntrica e os valores positivos representam ação concêntrica, exceto no final da fase de retorno (90 - 100%), em que há inversão da velocidade angular do cotovelo (extensão) e, portanto, a ação passa a ser excêntrica.

Em velocidade confortável, a fase de avanço é iniciada com uma ação excêntrica até 10% do ciclo apresentando um pico de 13 N.m. Em 18% do ciclo, ainda na fase de avanço, a articulação do cotovelo continua a estender, mas passa a sofrer ação concêntrica dos músculos, apresentando um pico de -9,8 N.m. Durante a maior parte da fase de retorno (predominantemente flexão do cotovelo), a ação dos músculos é concêntrica, com exceção de um período (53% a 67% do ciclo) de ação excêntrica fraca.

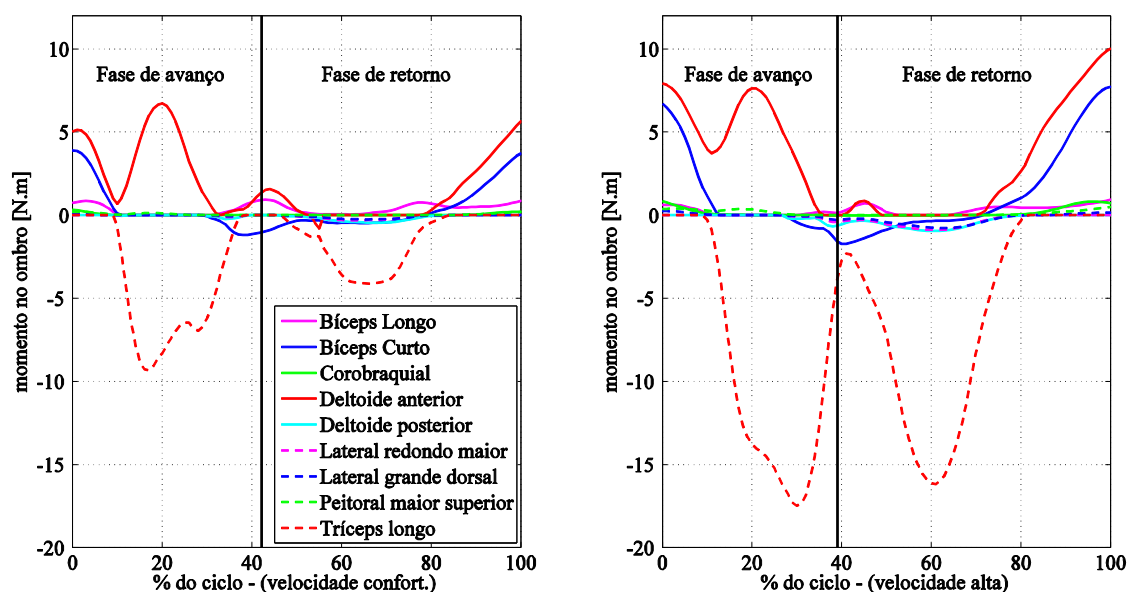


Figura 26 - Momentos no ombro de músculos selecionados conforme tabela 1, para velocidade confortável (à esquerda) e velocidade alta (à direita).

O momento articular no cotovelo em velocidade alta também apresentou aumento nas amplitudes das curvas. No início da fase de avanço, a ação excêntrica sofreu aumento de 23% e, no meio da fase de avanço, a ação concêntrica teve aumento de 76%. Na fase de retorno, de 47% a 70% do ciclo de propulsão, ocorreu um período de ação excêntrica com um pico de -7,5 N.m. Ao final da fase de retorno, houve um aumento de 50% no momento de flexão.

Com as informações de ativação muscular para cada um dos 21 músculos do modelo obtidos por otimização estática, foi possível calcular os momentos individuais dos músculos no ombro e no cotovelo. A Figura 26 ilustra a contribuição ao momento articular dos principais músculos



envolvidos no movimento de flexão e extensão do ombro e a Figura 27, a contribuição dos principais músculos ao momento no cotovelo.

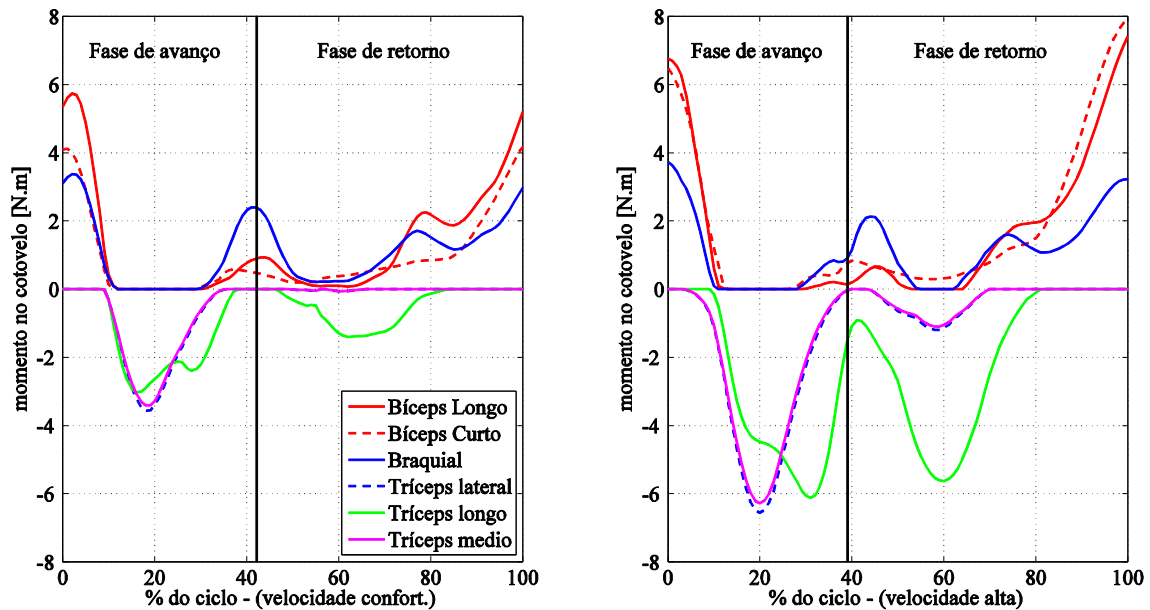


Figura 27 - Momentos no cotovelo de músculos selecionados conforme tabela 1, para velocidade confortável (à esquerda) e velocidade alta (à direita).

Os gráficos mostram que os músculos tríceps longo, deltoide anterior, deltoide posterior, bíceps curto e bíceps longo são os mais ativos na articulação do ombro. Na fase de avanço, os músculos mais atuantes são o deltoide anterior e o bíceps curto, atuando na flexão do ombro. No período em que o deltoide anterior atua na flexão do ombro, o tríceps longo atua como antagonista, ou seja, tem ação contrária ao deltoide anterior, que é o agonista. Na fase de retorno, o tríceps longo é o principal extensor, porém, de 80% a 90% do ciclo acontece a ação excêntrica dos músculos bíceps longo, bíceps curto e deltoide anterior. Após 90%, esses músculos estão em ação concêntrica novamente iniciando a flexão do ombro.

Assim como ocorre com o momento total na articulação do ombro (Figura 24), individualmente para cada músculo analisado, há um aumento nos momentos para velocidades maiores.

Na articulação do cotovelo, a fase de avanço é iniciada com a ação excêntrica dos músculos bíceps longo, bíceps curto e braquial até aproximadamente 10% do ciclo. O tríceps médio, o tríceps longo e o tríceps lateral têm ação concêntrica (estendendo o cotovelo) entre 10% e 35% do ciclo, na fase de avanço. A partir da transição da fase de avanço para a fase de retorno, o bíceps longo, o bíceps curto e o braquial tem ação excêntrica no fim da fase de avanço e concêntrica na fase de retorno, com ação antagonista e excêntrica do tríceps longo de 50% até 80% do ciclo (na fase de retorno). Como visto nas curvas do momento total na articulação do cotovelo (Figura 25), há um aumento nos momentos de cada músculo analisado para velocidades maiores.

## 7. Desenvolvimento de Dispositivos de Medição

### 7.1. Plataforma de Forças

Esta frente do projeto visou o desenvolvimento e a construção de plataformas de força com células de carga tri-axiais para medir as forças durante a propulsão de cadeiras de rodas.

A plataforma comporta uma cadeira de roda e permite a sua movimentação com rigidez suficiente para transmitir as reações da chapa superior para as células de carga tri-axiais instaladas, assim como medir as reações de apoio de uma cadeira de roda em três direções.

Utiliza-se este sistema em pesquisas da locomoção humana dentro do segmento de Biomecânica, na melhora do desempenho esportivo no campo da Educação Física e na Medicina e para o emprego no diagnóstico e tratamento de patologias em diversas especialidades. Atualmente, não há plataformas biomecânicas e sistemas similares concebidos e fabricados no Brasil e os sistemas importados, embora acessíveis, possuem um alto custo, dificultando a sua popularização.

Este trabalho procurou desenvolver a tecnologia necessária acenando para a busca de custos reduzidos, tornando-a também acessível ao sistema de saúde público e privado no Brasil.

O desenvolvimento de uma plataforma de força permite medir as forças de reação do solo durante a marcha humana e as forças de reação entre a roda e o solo na locomoção com cadeiras de rodas. A sua aplicação em uma cadeira de rodas serve para verificar as reações de apoio da cadeira, a variação do seu centro de pressão e os esforços e potências que o cadeirante necessita para colocá-la em movimento (Figura 28). Para isto, uma plataforma convencional não é adequada devido às suas dimensões reduzidas. Portanto, se fez necessário o desenvolvimento de uma plataforma de dimensões suficientes para comportar uma cadeira de rodas e permitir a sua movimentação.

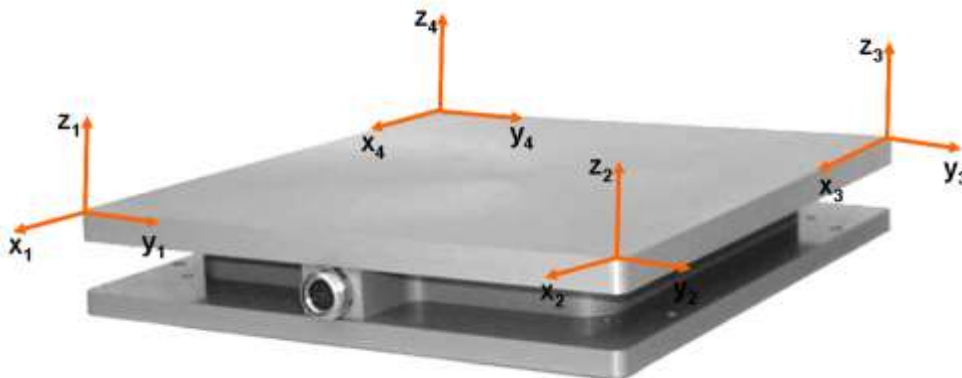


Figura 28 – Exemplo de uma plataforma de força tri-axial.

Em estudo preliminar e conceitual do projeto, foi verificado que uma plataforma quadrada de 1200 mm de lado seria suficiente para atender as necessidades elencadas. Devido a sua maior dimensão e, conseqüentemente, maior massa, verificou-se a frequência natural da estrutura para que não houvesse frequências naturais em baixas frequências e, conseqüentemente, influência na leitura dos sensores.

A plataforma foi montada com quatro transdutores de medição tri-axial (Figura 29), instrumentadas através de sensores elétricos resistivos (strain gages).

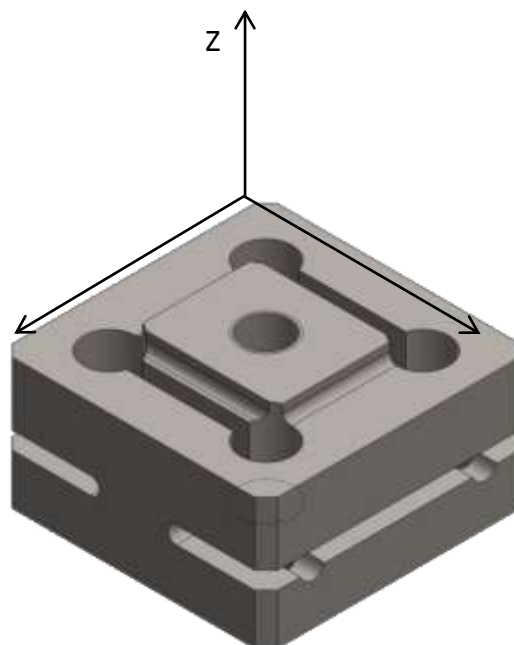


Figura 19 – Célula Tri-axial quadrada e eixos adotados (X, Y e Z).

O Método de Elementos Finitos (MEF) com uso do Software Ansys® foi utilizado para o projeto da célula de carga e análise de posicionamento das células de carga. O cálculo foi executado para forças de 6000 N em cada direção (Figura 30).

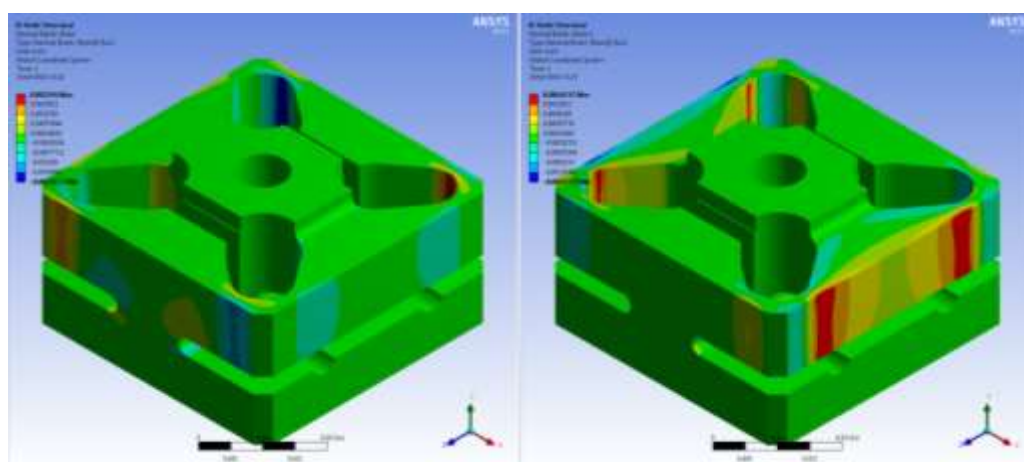


Figura 30 – Solução do programa Ansys para a direção X.

O desenvolvimento da plataforma de força teve foco nas suas dimensões e uma preocupação com a relação de peso versus rigidez, a fim de evitar ruídos na leitura provenientes da frequência natural da estrutura. Foi desenvolvida uma estrutura metálica tubular treliçada utilizando solda para proporcionar baixa deformação (Figura 31).



Figura 31 – Estrutura treliçada da plataforma de força.

As quatro células de carga foram calibradas e identificadas individualmente, orientadas e instaladas na plataforma (figura 32). Pode-se observar a plataforma montada na Figura 33 que, atualmente, está em estágio de calibração global.

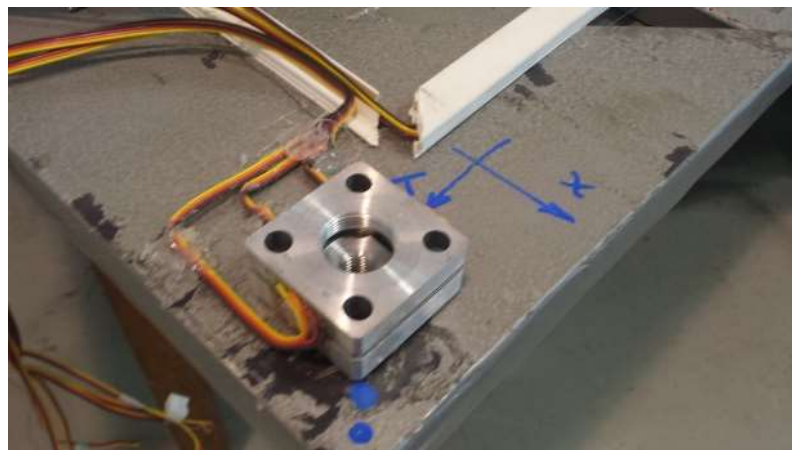


Figura 32 – Célula de carga instalada na plataforma de força.



Figura 33 – Plataforma de força montada.

## 7.2. Transdutor para roda de cadeira de rodas

O objetivo desta frente do projeto é desenvolver a tecnologia de um transdutor de cadeira de rodas para medição das forças de reação nas mãos de uma pessoa durante a propulsão de cadeira de rodas. Uma vez que a força do usuário é transmitida para as rodas através do aro de tração, o objetivo foi desenvolver um transdutor único entre o aro de tração e o aro da roda, Figura 34.



Figura 34 – Transdutor para roda de cadeira de rodas.

O projeto do transdutor contemplou as medidas das três forças e três momentos garantindo que nenhuma direção fosse perdida durante a aquisição de dados. Observa-se que é necessário que o transdutor tenha rigidez suficiente para transmitir a força do usuário à roda sem sofrer deformações excessivas, Figura 35.

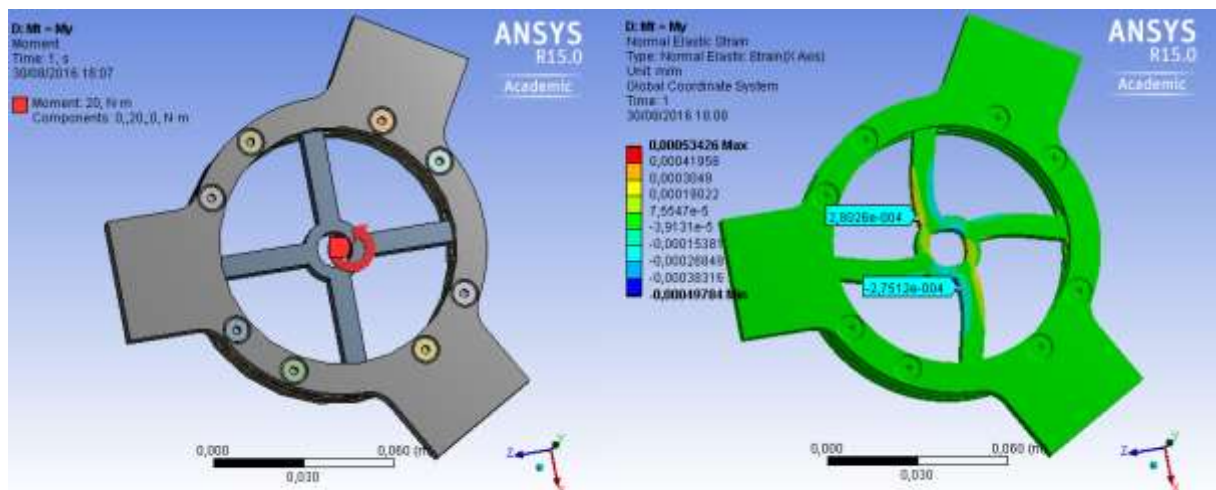


Figura 35 – Análise de deformações do transdutor.

O transdutor é instalado no cubo da roda através da substituição do parafuso existente por um eixo roscado. O aro de tração é desconectado do aro da roda e este transdutor servirá como suporte do aro de tração, transmitindo e medindo as forças aplicadas no aro. A medição é feita através da instrumentação de sensores elétricos resistivos (strain-gages) em seis pontes



completas de Wheatstone fixadas nos braços do transdutor. O transdutor foi construído e instrumentado e está em fase de calibração.

## 8. Protótipo de Cadeira de Rodas com Propulsão Assistida

Para que as novas estratégias de controle descritas no capítulo 5 possam ser testadas experimentalmente e para desenvolver tecnologia nacional em propulsão assistida, a equipe deste projeto vem trabalhando em um protótipo de cadeira de rodas com propulsão assistida, Figura 36. A base do protótipo será uma cadeira de rodas manual monobloco da OrtoBrás adquirida neste projeto. Em cada uma das rodas traseiras será adaptado um motor DC de 650 W (ou de 350W), utilizado para a motorização de bicicletas, também adquiridos neste projeto. Junto aos motores foram adquiridas baterias e eletrônica que permite controle do torque no motor em apenas um sentido de rotação. Serão adquiridos dois controladores de motores DC da RoboteQ (modelo SBL13xx), que permitem a reversão do sentido de aplicação do torque e que estão sendo adquiridos pelo Centro Universitário FEI. A estrutura da cadeira será alterada para fornecer duplo apoio ao eixo do motor, através da estrutura azul na Figura ??.

Este protótipo será utilizado pelo Núcleo de Tecnologia Assistiva da FEI como plataforma de pesquisa e permitirá a investigação de vários conceitos de cadeiras de rodas com propulsão assistida. A concepção e a construção do protótipo vem sendo desenvolvida atualmente com a ajuda de um grupo de alunos como trabalho de formatura do curso de Engenharia de Controle e Automação do Centro Universitário FEI.



Figura 36 – Protótipo de cadeira de rodas com propulsão assistida (híbrida) em projeto e construção no Núcleo de Tecnologia Assistiva do Centro Universitário FEI.

## 9. Contribuições do Projeto para a Formação de Recursos Humanos

Durante a vigência do projeto foram desenvolvidas quatro pesquisas de Iniciação Científicas e cinco pesquisas de Mestrado Acadêmico, conforme detalhamento a seguir, para suporte direto das atividades do projeto.

**Autor:** Alberto Amâncio Junior.

**Título:** Estudo da Influência das forças inerciais e das propriedades musculoesqueléticas na propulsão de cadeiras de rodas manuais.

**Modalidade:** Dissertação de Mestrado

**Situação:** finalizada em 2016.

**Orientador:** Marko Ackermann

**IES:** FEI - Fundação Educacional Inaciana Padre Sabóia de Medeiros

**Autor:** Heitor Rogério Costa.

**Título:** Modelagem e simulação da propulsão de cadeiras de rodas manuais.

**Modalidade:** Dissertação de Mestrado

**Situação:** finalizada em 2015.

**Orientador:** Marko Ackermann

**IES:** FEI - Fundação Educacional Inaciana Padre Sabóia de Medeiros

**Autor:** Erivelton Gualter dos Santos.

**Título:** Modelagem e Simulação do Wheelie em Cadeiras de Rodas Híbridas.

**Modalidade:** Iniciação Científica

**Situação:** em andamento.

**Orientador:** Marko Ackermann

**IES:** FEI - Fundação Educacional Inaciana Padre Sabóia de Medeiros

**Autor:** Aymeric Mereal Nevoux.

**Título:** Avaliação experimental da propulsão de cadeiras de rodas manuais e híbridas.

**Modalidade:** Iniciação Científica

**Situação:** finalizada em 2016.

**Orientador:** Marko Ackermann

**IES:** FEI - Fundação Educacional Inaciana Padre Sabóia de Medeiros

**Autor:** Mauricio Alves de Almeida Martins.

**Título:** Controle de Impedância Mecânica Aplicado a um Servomecanismo.

**Modalidade:** Iniciação Científica

**Situação:** finalizada em 2015.

**Orientador:** Fabrizio Leonardi

**IES:** FEI - Fundação Educacional Inaciana Padre Sabóia de Medeiros

**Autor:** Vinicius Ishimoto Cuerva.

**Título:** Modelagem e Controle Robusto da Locomoção Assistida de Cadeiras de Rodas Manuais por meio do Controle de Impedância.

**Modalidade:** Dissertação de Mestrado

**Situação:** em andamento.

**Orientador:** Fabrizio Leonardi

**IES:** FEI - Fundação Educacional Inaciana Padre Sabóia de Medeiros

**Autor:** Samuel Monteiro Junior.

**Título:** Aplicação do controle de impedância para assistência ao operador de um sistema de movimentação de cargas.

**Modalidade:** Dissertação de Mestrado

**Situação:** finalizada em 2016.

**Orientador:** Fabrizio Leonardi

**IES:** FEI - Fundação Educacional Inaciana Padre Sabóia de Medeiros

**Autor:** Gustavo Mendes

**Título:** Plataforma de força para cadeira de rodas

**Modalidade:** Iniciação Científica

**Situação:** Terminada

**Orientador:** Sergio Delijaicov

**IES:** FEI - Fundação Educacional Inaciana Padre Sabóia de Medeiros

**Autor:** Anderson Luiz de Souza Gouvêa

**Título:** Aplicação de Otimização Paramétrica no Desenvolvimento de um Transdutor de Seis Eixos para Rodas de Veículos – aplicação a veículos de competição e cadeira de rodas.

**Modalidade:** Dissertação de Mestrado

**Situação:** Terminada

**Orientador:** Sergio Delijaicov

**IES:** FEI - Fundação Educacional Inaciana Padre Sabóia de Medeiros

## Referências

Ackermann, M. ; Costa, H. R. ; Leonardi, F. . A Modeling Framework to Investigate the Radial Component of the Pushrim Force in Manual Wheelchair Propulsion. In: 4th International Conference on Mechanics and Control Engineering, 2015, Lisboa. Collection of 2015 ASR Lisbon Conferences, 2015. p. 1-8.

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. In: 2014 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2014, v. 1. p. 1079-1084.

Ackermann, M.; Simulations of Human Motion with Phase Transitions. In: Proceedings of the 7th World Congress of Biomechanics, 2014.

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.

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., vol. 83, pp. 718-723, 2002.

Boninger, M. L., Cooper, R. A., Shimada, S. D., Rudy, T. E., "Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system". Spinal Cord, 36(6), 1998.

Chow, J. W., Millikan, T. A., Carlton, L. G., Chae, W., Lim, Y., Morse, M. I., "Kinematic and Electromyographic Analysis of Wheelchair Propulsion on Ramps of Different Slopes for Young Men With Paraplegia", Arch. Phys. Med. Rehabil., vol. 90, Feb., pp. 271 – 278, 2009.



Costa, H. R.; Ackermann, M. Modelo biomecânico da propulsão de cadeiras de rodas utilizando dados musculoesqueléticos do OpenSim. In: Anais do V Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, 2015. p. 1-5.

Costa, H. R.; Ackermann, M. The influence of seat position on wheelchair propulsion effort in the push phase: a quasi-static computational study. In: Proceedings of the XXV Congress of the International Society of Biomechanics, 2015. v. 1.

Cooper, R. A., "SMARTWheel: From concept to clinical practice". *Prosthetics and orthotics international*, 33(3), 198-209, 2009.

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. S., Alexander, M., Painter, P., "Research on Physical Activity and Health among People with Disabilities: A Consensus Statement", *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 36(2), pp. 1-18, 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*, Campinas, pp. 16-18, 2016.

Dubowsky, S. R., Rarmussen, J., Sisto, S. A., Langrana, N. A., "Validation of a musculoskeletal model of wheelchair propulsion and its application to minimizing shoulder joint forces", *J. Biomech.*, vol. 41, pp. 2981 – 2988, 2008.

Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., Van den Bogert, A. J., "Model-Based Estimation of Muscle Forces Exerted During Movements", *Clin. Biomech.*, vol. 22, pp. 131-154, 2007.

Finley, M. A., Rasch, E. K., Keyser, R. E., & Rodgers, M. M., "The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(3B), 385, 2004.

Gil-Agudo, A., Ama-Espinosa, A. D., Pérez-Rizo, E., Pérez-Nobela, S., Rodríguez-Rodríguez, L. P., "Upper Limb Joint Kinetics During Manual Wheelchair Propulsion in Patients with Different Levels of Spinal Cord Injury", *J. Biomech.*, vol. 43, pp. 2508-2515, 2010.

Hogan, N. "Impedance control". *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 107. pag 1-24 March 1985.

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.

Howarth, S. J., Pronovost, L. M., Polgar, J. M., Dickerson, C. R., Callaghan, J. P., "Use of a geared wheelchair wheel to reduce propulsive muscular demand during ramp ascent: Analysis of muscle activation and kinematics", *Clinical Biomech.*, vol. 25, pp. 21 – 28, 2010.

Katsura, S., Ohnishi, K. "Advanced motion control for wheelchair in unknown environment". *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*. Taipei, pp. 4926–4931, 2006.

Konrad, P. "The ABC of EMG" (Vol. version 1.4). Scottsdale: Noraxon USA, Inc., 2006.

Leary, M., Gruijters, J., Subic, A., Burton, M., Fuss, F. K., "A Fundamental Model of Quasi-Static Wheelchair Biomechanics", *Med. Eng. Phys.*, vol. 34, pp. 1278-1286, 2012.

Louis, N., Gorce, P., "Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: Influence of wheelchair configuration", *Clinical Biomech.*, vol. 25, pp. 879 – 885, 2010.

Oh, S., Hori, Y. "Disturbance attenuation control for power-assist wheelchair operation on slopes". *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, v. 22, n. 3, p. 828–837, may 2014.

Ortolan, R. L., “Esforço do ombro na locomoção de pacientes paraplégicos: avaliação cinética eletromiográfica”, Tese de Doutorado em Engenharia - Escola de Engenharia de São Carlos/USP. Orientador: Alberto Cliquet Junior, 2007.

Out-Front, 2015. Out-Front: SmartWheel Overview. Disponível em: <[http://www.out-front.com/smartwheel\\_overview.php](http://www.out-front.com/smartwheel_overview.php)> Acesso em 02 fevereiro de 2016.

Kloosterman, M.G., Eising, H., Buurke, J.H., Rietman, J.S., “Comparison of Shoulder Load During Power-Assisted and Purely Hand-Rim Wheelchair Propulsion”. Clin. Biomech., vol. 27, pp. 428-435, 2012.

Santos, E. G. et al., “Optimal Control of the Wheelchair Wheelie.” IASTED-MSI, Campinas, 2016.

Schiehlen, W.; “Multibody system dynamics: roots and perspectives”, Multibody System Dynamics, vol. 1, pp.149-188, 1997.

van der Woude, L.H.V.; Veeger, H.E.J; Dallmejer, 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.

Winter, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. Wiley & Sons, 2009.

## ANEXO A: Pôster apresentado no Mobility & Show 2016 em São Paulo



Projeto MCTI/CNPq 458717/2013-4

## Avaliação Comparativa de Cadeiras de Rodas com Propulsão Manual, Híbrida e Motorizada do Ponto de Vista Biomecânico e de Interface com o Usuário



Coordenador: Agenor de Toledo Fleury

Equipe: Fabrizio Leonardi, Maria Claudia F. de Castro, Marko Ackermann, Plínio Thomaz Aquino Jr. e Sergio Delijaicov



### Introdução

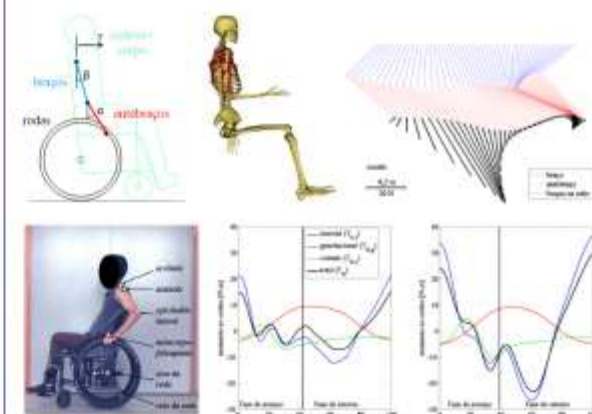
- ~ 5 milhões de usuários de cadeiras de rodas no Brasil;
- Cadeiras de rodas com **propulsão manual** estão atreladas a:
  - simplicidade, custo reduzido e controle natural;
  - elevado custo energético e esforço requeridos na propulsão;
  - elevada prevalência de dores no ombro e lesões nos membros superiores;
- Cadeiras de rodas **motorizadas**:
  - não requerem esforço do usuário;
  - têm elevado peso e autonomia limitada;
  - não favorecem a realização de exercícios com seus inúmeros benefícios à saúde do cadeirante;
- Cadeiras de rodas com **propulsão manual assistida** (ou híbrida):
  - favorecem a locomoção em rampas e terrenos acidentados e permitem a realização de exercício sem exceder a capacidade física do cadeirante;
  - têm maior autonomia e controle natural;
  - preço elevado (> 20.000 reais).



### Momentos Articulares e Forças Musculares

- dinâmica inversa e otimização estática;
- desenvolvimento de modelo do membro superior e cadeira (Matlab + OpenSim)
- medição da cinemática do movimento do braço
- medição do perfil de velocidade da cadeira de rodas
- medição das forças aplicadas ao aro de propulsão
- Equipamentos
  - 6 sensores inerciais da NORAXON (Trigno IM Sensor)
  - tacômetro + encoder, HOHNER
  - roda dinamométrica desenvolvida na FEI
  - câmera de alta velocidade

### Progresso e Resultados Preliminares



### Objetivo

Avaliar do ponto de vista biomecânico e de interação do usuário, exemplos das três classes de cadeiras existentes hoje no mercado: propulsão manual, motorizada e híbrida, em diversas situações.

### Metodologia

#### Protocolo Experimental

- 10 voluntários não portadores de deficiência física;
- Propulsão manual x propulsão assistida:
  - locomoção no plano horizontal a 0,9 m/s;
  - locomoção no plano horizontal a 1,8 m/s;
  - ascensão em rampa com inclinação de 4,5 graus em velocidade confortável;
- Aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (parecer 1.243.289)

#### Atividade Muscular

- eletromiografia (EMG);
- 9 eletrodos posicionados em nove grupos musculares do membro superior, seguindo as orientações do SENIAM;
- Equipamento: 10 sensores de EMG wireless, NORAXON:
  - 4x Trigno EMG & XYZ Sensor;
  - 6x Trigno IM Sensor

Experimentos realizados no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor / UFABC

- Compra e importação dos equipamentos 100% concluída;
- Trabalho de mestrado de Alberto concluído em março de 2016;
- Protocolo experimental aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (parecer 1.243.289);
- Roda dinamométrica e cadeira de rodas com propulsão assistida em construção;
- Modelagem e desenvolvimento de métodos para a estimativa de momentos articulares e forças musculares concluídos.

### Perspectivas

- Realização dos experimentos em agosto/setembro de 2016;
- Elaboração da prestação de contas e do relatório final;
- Publicação dos resultados;
- Desenvolvimento de tecnologia nacional para propulsão híbrida adaptada à realidade sócio-econômica brasileira.**

### Publicações Atriladas ao Projeto

- Costa, H. R., Ackermann, M. Modelo biomecânico de propulsão de cadeiras de rodas utilizando dados cinemáticos experimentais de Operários. In: Anais do V Encontro Nacional de Engenharia Biomédica. 2015, p. 3-5.
- Costa, H. R., Ackermann, M. The influence of seat position on wheelchair propulsion effort in the push phase: a quasi-static computational study. In: Proceedings of the XXV Congress of the International Society of Biomechanics. 2015, v. 1.
- Ackermann, M., Leonardi, F., Costa, H. R., Figueira, A. T. Modeling and optimal control framework for manual wheelchair locomotion: The influence of mass and drag on performance. In: 2014 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob). 2014, v. 1, p. 1079-1084.
- Ackermann, M., Simulation of Human Motion with Phase Transitions. In: Proceedings of the 7th World Congress of Biomechanics. 2014.

## ANEXO B: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

### CENTRO UNIVERSITÁRIO DA FEI

#### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar de um estudo denominado: "Avaliação Comparativa de Cadeiras de Rodas com Propulsão Manual e Híbrida do Ponto de Vista Biomecânico", cujo objetivo é comparar os esforços exigidos enquanto você se locomove usando uma cadeira de rodas manual comum com os esforços exigidos enquanto você se locomove com uma cadeira de rodas do tipo híbrida, em diversas situações.

---

#### I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA

1. NOME DO VOLUNTÁRIO:

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº:

SEXO: .M ☒ ☐

DATA NASCIMENTO (dd/mm/aaaa):

ENDEREÇO:

Nº :                      Comp:

BAIRRO:

CIDADE:

CEP:

TELEFONE: DDD (    )

---

#### II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA: **Avaliação Comparativa de Cadeiras de Rodas com Propulsão Manual e Híbrida do Ponto de Vista Biomecânico e de Interface com o Usuário.**

2. PESQUISADOR:

ALUNO DE MESTRADO: ALBERTO AMANCIO JUNIOR (RG. 29937439-7)

CARGO/FUNÇÃO: PESQUISADOR

ORIENTADOR DA PESQUISA: PROF. DR. MARKO ACKERMANN (RG. 27633954-X)

CARGO/FUNÇÃO: PROFESSOR TEMPO INTEGRAL ADJUNTO I DO DEPTO. DE ENGENHARIA MECÂNICA DA FEI

LABORATÓRIO DE BIOMECÂNICA

CO\_ORIENTADOR: PROFA. DRA. MARIA CLAUDIA FERRARI DE CASTRO (RG. 22697291-4 / CREA: 5060015556)

CARGO/FUNÇÃO: PROFESSOR TEMPO INTEGRAL ADJUNTO I DO DEPTO. DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA FEI

LABORATÓRIO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

**Os riscos são mínimos não havendo nenhuma evidência específica de que o participante sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo. Em função do esforço realizado durante a locomoção com as cadeiras e repetição dos movimentos, poderá haver**

um desconforto devido a uma leve fadiga muscular nos braços e ombros. Contudo, como forma de evitar estes efeitos será utilizado um período de descanso entre cada ensaio.

4.DURAÇÃO DA PESQUISA: 24 meses

---

### **III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO VOLUNTÁRIO:**

1. Justificativa e os objetivos da pesquisa: **O estudo em que você está sendo convidado a participar tem como objetivo comparar os esforços musculares durante a locomoção em cadeiras de rodas manual e híbrida em diversas situações. Para isso, serão colocados sensores no seu ombro, braço, antebraço, dorso e tórax a fim de monitorar a atividade de alguns músculos e o movimento dos braços e antebraços enquanto você executa movimentos necessários para a locomoção com uma cadeira de rodas. Após esse projeto, teremos condições de dar continuidade ao estudo e desenvolvimento de cadeiras de rodas alternativas que ofereçam maior conforto aos cadeirantes.**

2. Procedimentos que serão utilizados e propósitos, incluindo a identificação dos procedimentos que são experimentais: **O procedimento de teste será realizado em duas sessões. Na primeira sessão, será realizada uma entrevista, na qual você será esclarecido sobre o protocolo experimental e serão coletadas as suas medidas como altura, peso corporal e comprimentos do braço e antebraço e também será ajustada nas duas cadeiras de rodas (manual e híbrida) a posição em que você esteja confortável. Ainda nessa sessão, você se familiarizará com os dois tipos de cadeiras de rodas e será orientado quanto à postura, movimentos dos braços necessários para a locomoção com as cadeiras de rodas e velocidades propostas para as avaliações.**

**Na segunda sessão, realizada de 2 a 3 dias após a primeira sessão, colocaremos alguns sensores autoadesivos sobre a sua pele (eletrodos). Estes sensores detectam o quanto você ativa seus músculos e serão colados no seu braço e antebraço, ombro, tórax (peito) e dorso (costas). Estes sensores também medem os movimentos do seu braço, antebraço e tronco. Após a colocação dos eletrodos, solicitaremos que você se sente na cadeira de rodas manual instrumentada para um teste de força máxima. Neste teste, a roda da cadeira de rodas estará travada e você será instruído a aplicar sua força máxima ao aro de propulsão da cadeira de rodas para frente e para trás para que informações de eletromiografia (atividade muscular) e forças aplicadas no aro durante esta tarefa sejam coletadas.**

Após esse teste, com todos os sensores devidamente posicionados, daremos início aos ensaios em que você percorrerá uma distância de 16 metros com a cadeira de rodas, duas vezes, em cada uma das seguintes situações:

- ✦ Cadeira manual, no plano, com velocidade de 0,9 m/s;
- ✦ Cadeira manual, no plano, com velocidade de 1,8 m/s;
- ✦ Cadeira manual, em rampa, com velocidade confortável;
- ✦ Cadeira híbrida, no plano, com velocidade de 0,9 m/s;
- ✦ Cadeira híbrida, no plano, com velocidade de 1,8 m/s;
- ✦ Cadeira híbrida, em rampa, com velocidade confortável;

Portanto, você passará por 12 repetições dos experimentos, havendo um período de descanso de 3 a 5 minutos entre cada ensaio. A ordem de realização dos ensaios será aleatória de forma a minimizar sua influência nos resultados coletados para cada participante. Os ensaios serão filmados para auxiliar a análise posterior dos dados.

Os dados coletados serão processados para a comparação dos esforços exigidos na locomoção das duas cadeiras nas diversas situações analisadas, a fim de dar continuidade ao estudo e desenvolvimento de cadeiras de rodas alternativas que proporcionem maior conforto e exijam menor esforço do usuário.

3. Desconfortos e riscos esperados: A sua participação nesta pesquisa é voluntária e a avaliação oferece risco e desconforto mínimos. Em função do esforço realizado durante a sua locomoção com as cadeiras e repetição dos movimentos, poderá haver um desconforto devido a uma leve fadiga muscular nos membros superiores. Contudo, como forma de se evitar estes efeitos será utilizado um período de descanso entre cada ensaio.

4. Benefícios que poderão ser obtidos: A sua participação não trará qualquer benefício direto, mas contribuirá para um melhor conhecimento a respeito de esforços musculares na locomoção em cadeiras de rodas manuais e híbridas contribuindo indiretamente para o desenvolvimento de sistemas de locomoção mais eficientes para deficientes físicos.

---

#### **IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA CONSIGNANDO:**

1. Acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas: **Informo que o Sr(a) tem a**

**garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, a qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas, bem como de acesso aos resultados parciais e totais da pesquisa.**

**2. Liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo: Também é garantida a liberdade da retirada de seu consentimento, a qualquer momento, deixando de participar do estudo.**

**3. Salvaguarda da confidencialidade, sigilo e privacidade: A equipe se compromete a utilizar os dados coletados somente para pesquisa e os resultados serão veiculados através de artigos científicos em revistas especializadas e/ou em encontros científicos e congressos, sem nunca tornar possível a sua identificação, garantindo o sigilo de sua participação.**

**4. Disponibilidade de assistência, por eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa: O presente estudo oferece risco mínimo à saúde, e os pesquisadores se disponibilizam a dar assistência por eventuais intercorrências.**

**5. Viabilidade de indenização por eventuais danos à saúde decorrentes da pesquisa: Sim, através de recursos próprios dos pesquisadores.**

## **V. INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.**

ALUNO DE MESTRADO: ALBERTO AMANCIO JUNIOR

CARGO/FUNÇÃO: PESQUISADOR

RG. 29937439-7 / Tel.: (11) 983337789

ORIENTADOR DA PESQUISA: PROF. DR. MARKO ACKERMANN

CARGO/FUNÇÃO: PROFESSOR TEMPO INTEGRAL ADJUNTO I DO DEPTO. DE ENGENHARIA MECÂNICA DA FEI

LABORATÓRIO DE BIOMECÂNICA

RG. 27633954-X / Tel.: (11) 973550406

CO\_ORIENTADOR: PROFA. DRA. MARIA CLAUDIA FERRARI DE CASTRO

CARGO/FUNÇÃO: PROFESSOR TEMPO INTEGRAL ADJUNTO I DO DEPTO. DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA FEI

LABORATÓRIO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

RG. 22697291-4 / CREA: 5060015556 / Tel.: (11) 991863413

---

## **VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO**



São Bernardo do Campo,                      de                      de 201 .

Marko Ackermann  
RG. 27633954-X

Maria Claudia Ferrari de Castro  
RG. 22697291-4 / CREA - 5060015556