

CENTRO UNIVERSITÁRIO FEI
ARTUR FERNANDO DE VITO JÚNIOR

**MODELAGEM E SIMULAÇÃO DA PROPULSÃO POR ALAVANCAS DE CADEIRAS
DE RODAS MANUAIS**

São Bernardo do Campo

2019

ARTUR FERNANDO DE VITO JÚNIOR

**MODELAGEM E SIMULAÇÃO DA PROPULSÃO POR ALAVANCAS DE CADEIRAS
DE RODAS MANUAIS**

Trabalho de Dissertação apresentado ao Centro Universitário FEI, como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica. Orientado pelo Prof. Marko Ackermann.

São Bernardo do Campo

2019

de Vito , Artur Fernando, Jr..

Modelagem e Simulação da Propulsão por Alavancas de Cadeiras de Rodas Manuais / Artur Fernando, Jr. de Vito . São Bernardo do Campo, 2019.

91 f. : il.

Dissertação - Centro Universitário FEI.

Orientador: Prof. Dr. Marko Ackermann.

1. Cadeira de rodas com propulsão por alavancas. 2. Simulação preditiva da locomoção. 3. Biomecânica. I. Ackermann, Marko , orient.
II. Título.

Dedico este trabalho especialmente aos meus pais, Mara e Artur, e minha namorada Agda que sempre me incentivaram e me apoiaram.

“I have not failed. I’ve just found 10,000 ways
that won’t work.”

Thomas A. Edison

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a minha família, especialmente aos meus pais, Mara e Artur, pelo suporte e apoio durante toda minha vida. A minha namorada, Agda pela companhia, revisões e conselhos durante este trabalho.

Ao professor Dr. Luciano Luporini Menegaldo, pela disponibilidade em participar das bancas de qualificação e defesa, além de todas as contribuições.

Ao professor Dr. Fabrizio Leonardi, que acompanhou meu desenvolvimento e me instruiu na fase de mestrado, além de estar sempre disposto e disponível para esclarecer dúvidas tanto para o programa de mestrado quanto para o futuro.

E em especial ao professor Dr. Marko Ackermann pelo empenho, paciência, dedicação e amizade. Durante o período de mestrado foi muito mais que um orientador, se fazendo sempre presente nas questões mais diversas independentemente do dia ou horário.

RESUMO

Cadeiras de rodas com propulsão por aros são utilizadas em larga escala por sua praticidade e baixo custo de fabricação. Porém, estima-se que 70% dos usuários deste tipo de cadeira de rodas sofre de algum desconforto ou dores nos membros superiores. Além disso, a locomoção com cadeiras de rodas manuais por aros é reconhecidamente ineficiente em termos energéticos. Uma forma de propulsão alternativa é a propulsão por alavancas, indicada na literatura científica como uma solução superior mas ainda pouco investigada. Não se conhece bem, por exemplo, os efeitos biomecânicos associados à variação de parâmetros construtivos. Nesse contexto, neste trabalho, propôs-se um modelo computacional e uma abordagem de controle ótimo para prever e investigar a influência de parâmetros como o comprimento de alavanca, a relação de transmissão e a posição do eixo de rotação da alavanca. Dois modelos representativos do conjunto de cadeira de rodas com propulsão por alavancas foram propostos, um atuado por momentos nas articulações e outro, por músculos equivalentes. O primeiro é eficiente computacionalmente mas não representa adequadamente as propriedades intrínsecas dos músculos envolvidos. O segundo, por sua vez, é capaz de representar funcionalmente modelos complexos do sistema músculo-esquelético dos membros superiores enquanto garante continuidade e baixa dimensionalidade, atributos importantes para a solução eficiente de problemas de controle ótimo. Simulações preditivas foram realizadas em diferentes velocidades médias, inclinações de rampa, relações de transmissão, posições do centro de rotação da alavanca e posições da mão na alavanca. Os resultados mostram que a posição do centro de rotação da alavanca é essencial para o desempenho da cadeira, sendo que posições mais posteriores e mais próximas ao eixo de rotação das rodas traseiras mostraram-se mais vantajosas. Os resultados mostraram ainda que as relações de transmissão mais adequadas dependem da velocidade média imposta e da inclinação da rampa e que há uma faixa de valores para o posicionamento da mão na alavanca que levou consistentemente a esforços musculares menores.

Palavras-chave: Cadeira de rodas com propulsão por alavancas. Biomecânica. Simulação preditiva da locomoção.

ABSTRACT

Handrim-propelled wheelchairs have been used on a large scale due to its simplicity and low cost. Nevertheless, up to 70% of wheelchair users suffer from upper extremity pain or injury. Moreover, the handrim-propelled wheelchair locomotion is considered energetically inefficient. The lever-propelled wheelchair is a promising alternative mode of propulsion, but few studies on this wheelchair type are available in the literature. For instance, the biomechanics effects associated with wheelchair design parameters are not well-understood. In this context, this study proposed two computational models and an optimal control approach to predict and investigate the influence on locomotion performance of parameters such as the lever length, gear ratio and position of the lever center of rotation. One model is actuated by ideal joint moments, the other is actuated by equivalent muscle models which represent a reference, complex musculoskeletal upper extremity model available in the modeling software OpenSim. The latter model assures continuity and low dimensionality, important aspects for the efficient solution of optimal control problems. The predictive simulation was generated for different average velocities, slope vs. horizontal locomotion, gear ratios, positions of the lever center of rotation and hand positions along with the lever. The results show that the position of the lever center of rotation is important for locomotion performance and that posterior positions of the center of rotation are advantageous. The results also show that the appropriate gear ratios depend on the locomotion speed and slope angle, and that there is a range of hand positions on the lever that consistently lead to a lower muscle effort.

Keywords: Lever-propelled wheelchair; Biomechanics; Predictive locomotion simulation.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Ilustração 1 – Modelo muscular do tipo Hill com três elementos.	19
Ilustração 2 – Relação força-comprimento que representa o efeito do comprimento do músculo sobre a capacidade de geração de força do músculo.	20
Ilustração 3 – Relação força-velocidade representa a influência da velocidade sobre a capacidade de gerar força.	21
Ilustração 4 – Configurações analisadas por Fiok e Mróz (2015).	24
Ilustração 5 – Cadência em <i>ciclos/s</i> reportadas em Sasaki et al. (2015).	25
Ilustração 6 – Máxima força de contato nas articulações reportada por Sasaki et al. (2015).	26
Ilustração 7 – Representação esquemática do modelo proposto Cadeira de rodas com propulsão por alavancas (CA).	27
Ilustração 8 – Representação esquemática das coordenadas utilizadas no modelo de CA.	28
Ilustração 9 – Parâmetros investigados.	29
Ilustração 10 – Abordagem com momentos ideais aplicado nas articulações.	31
Ilustração 11 – Modelo de referência proposto por Chadwick et al. (2014) e utilizado para obtenção dos músculos equivalentes.	32
Ilustração 12 – Representação esquemática da abordagem do músculo equivalente.	33
Ilustração 13 – Músculos equivalentes.	35
Ilustração 14 – Configuração 1, propulsão similar à por aros.	40
Ilustração 15 – Configurações analisadas de 2 a 10, conforme Tab. 3.	41
Ilustração 16 – Convenção de sinais adotada.	43
Ilustração 17 – Superfície de músculos equivalentes para configuração 9.	44
Ilustração 18 – Superfícies representando a capacidade de geração de força dos músculos equivalentes positivo e negativo. Nesta vista lateral, evidencia-se a relação força-velocidade.	46
Ilustração 19 – Função objetivo versus número de nós utilizado.	47
Ilustração 20 – Perfis de ativação dos dois músculos equivalentes com uma discretização de 24 nós por fase.	48
Ilustração 21 – Perfis de ativação dos dois músculos equivalentes com uma discretização de 49 nós por fase.	48

Ilustração 22 – Resposta típica para a locomoção utilizando o modelo acionado por momentos articulares ideais, neste caso para a configuração 9 no plano horizontal, com $i = 3/2$ e velocidade média $\bar{v} = 1,0 \text{ m/s}$	50
Ilustração 23 – Perfis dos momento articulares para a configuração 9 no plano horizontal, com $i = 3/2$ e velocidade média $\bar{v} = 1,0 \text{ m/s}$	51
Ilustração 24 – Perfis de velocidades angulares da alavanca e rodas traseiras simuladas para a configuração 9 no plano horizontal, com $i = 3/2$, velocidade média $\bar{v} = 1,0 \text{ m/s}$ e acionamento por momentos articulares ideais.	51
Ilustração 25 – Simulação preditiva para configuração 9 no plano horizontal, com $i = 3/2$ e velocidade média $\bar{v} = 1,0 \text{ m/s}$	53
Ilustração 26 – Ativações dos músculos equivalentes na simulação preditiva para configuração 9 no plano horizontal, com $i = 3/2$ e velocidade média $\bar{v} = 1,0 \text{ m/s}$	54
Ilustração 27 – Perfis de velocidade angular das rodas traseiras e das alavancas na simulação preditiva para configuração 9 no plano horizontal, com $i = 3/2$ e velocidade média $\bar{v} = 1,0 \text{ m/s}$	55
Ilustração 28 – Perfil de ativação da configuração 3 com relação de transmissão $i = 1/1$ e velocidade média $v = 0,5 \text{ m/s}$	59
Ilustração 29 – Perfil de ativação da configuração 2 com relação de transmissão $i = 2 : 3$ e velocidade média $v = 0,5 \text{ m/s}$	63
Ilustração 30 – Representação do modelo.	75
Ilustração 31 – Coordenadas generalizadas.	76

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Parâmetros utilizados para o usuário no modelo da CA.	30
Tabela 2 – Parâmetros utilizados para o modelo da CA.	30
Tabela 3 – Configurações da CA analisadas.	39
Tabela 4 – Configurações da CA analisadas.	43
Tabela 5 – Média e mediana dos tempos de <i>CPU</i> para as simulações com os dois modelos de utilizados.	49
Tabela 6 – Valores da função objetivo para o modelo acionado por momentos articulares ideais com locomoção no plano horizontal e velocidades média de $0,5\text{ m/s}$, $1,0\text{ m/s}$ e $1,25\text{ m/s}$	56
Tabela 7 – Cadência, em ciclos/s, para o modelo acionado por momentos articulares ideais com locomoção no plano horizontal e velocidades média de $0,5\text{ m/s}$, $1,0\text{ m/s}$ e $1,25\text{ m/s}$	57
Tabela 8 – Valores da função objetivo para o modelo acionado por músculos equivalentes com locomoção no plano horizontal e velocidades média de $0,5\text{ m/s}$, $1,0\text{ m/s}$ e $1,25\text{ m/s}$	58
Tabela 9 – Cadência obtida nas simulações para o modelo acionado por músculos equivalentes na locomoção no plano horizontal em velocidades médias de $0,5\text{ m/s}$, $1,0\text{ m/s}$ e $1,25\text{ m/s}$	60
Tabela 10 – Valor da função objetivo para modelo acionado por momentos articulares ideais, com locomoção no plano inclinado à 4° e velocidade média de $0,5\text{ m/s}$	61
Tabela 11 – Cadência para o modelo acionado por momentos articulares ideais durante locomoção no plano inclinado à 4° e velocidade média de $0,5\text{ m/s}$	62
Tabela 12 – Valores da função objetivo para o modelo acionado por músculos equivalentes com locomoção no plano inclinado à 4° e velocidade média de $0,5\text{ m/s}$	62
Tabela 13 – Cadência, em ciclos/s, para o modelo acionado por músculos equivalentes com locomoção no plano inclinado à 4° e velocidade média de $0,5\text{ m/s}$	64

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	OBJETIVOS	17
3	REVISÃO DA LITERATURA	18
3.1	BIOMECÂNICA DO SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO	18
3.2	PROPULSÃO MANUAL DE CADEIRA DE RODAS POR AROS	21
3.3	PROPULSÃO MANUAL DE CADEIRA DE RODAS POR ALAVANCAS	23
3.4	RELAÇÃO DE TRANSMISSÃO EM CADEIRAS DE RODAS	25
4	METODOLOGIA	27
4.1	TIPOS DE ACIONAMENTO	31
4.1.1	Momentos puros nas articulações	31
4.1.2	Músculos equivalentes	32
4.2	ABORDAGEM DE SIMULAÇÃO PREDITIVA	36
4.3	CONFIGURAÇÕES AVALIADAS	39
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	43
5.1	PROPRIEDADES INTRÍNSECAS DOS MÚSCULOS EQUIVALENTES	43
5.2	ANÁLISE DE SENSIBILIDADE E CUSTO COMPUTACIONAL	46
5.3	RESPOSTAS TÍPICAS	49
5.3.1	Modelo acionado por momentos articulares ideais	49
5.3.2	Modelo atuado por músculos equivalentes	52
5.4	LOCOMOÇÃO NA HORIZONTAL	55
5.4.1	Modelo acionado por momentos articulares ideais	55
5.4.2	Modelo acionado por músculos equivalentes	57
5.5	LOCOMOÇÃO NA RAMPA	61
5.5.1	Modelo acionado por momentos articulares ideais	61
5.5.2	Modelo acionado por músculos equivalentes	62
5.6	TRABALHOS FUTUROS	64
6	CONCLUSÃO	66
	REFERÊNCIAS	68
	APÊNDICE A – MODELO MATEMÁTICO	73
A.1	MODELO MATEMÁTICO	74

	APÊNDICE B – OBTENÇÃO DO MÚSCULO EQUIVALENTE	80
B.1	CÓDIGO OBTENÇÃO MÚSCULO EQUIVALENTE	81
	APÊNDICE C – CÓDIGO DO MODELO MATEMÁTICO PARA FASE DE PROPULSÃO	84
C.1	CÓDIGO DO MODELO MATEMÁTICO PARA FASE DE PROPULSÃO	85
	APÊNDICE D – CÓDIGO DO MODELO MATEMÁTICO PARA FASE DE RETORNO	88
D.1	CÓDIGO DO MODELO MATEMÁTICO PARA FASE DE RETORNO	89

1 INTRODUÇÃO

Um grande número de pessoas têm dificuldade em realizar movimentos e atividades do dia a dia de maneira independente. Estas dificuldades são decorrentes de traumas no cérebro, na espinha, problemas neurológicos e musculoesqueléticos (MACIEJASZ et al., 2012). No Brasil, de acordo com o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), em 2016, pelo menos 3 milhões de pessoas possuíam algum tipo de deficiência motora. Para auxiliar na locomoção, são frequentemente utilizadas cadeiras de rodas, dentre as quais 90% são de propulsão manual por aros (GOOSEY-TOLFREY, 2010). Os usuários de cadeira de rodas com propulsão por aros acionam os aros em média entre 2000 e 3000 vezes por dia e enfrentam vias com obstáculos e problemas de acessibilidade, utilizando os membros superiores que não são adaptados para esforços repetitivos e elevados (JÚNIOR et al., 2012). Esta alta frequência de repetição de movimento e os elevados esforços estão diretamente relacionados com a elevada incidência de dores e lesões nos membros superiores entre os cadeirantes (CURTIS et al., 1999).

Considerando os problemas supracitados associados à propulsão manual por aros, a CA se tornou uma alternativa promissora, principalmente pelo braço de momento de aplicação de força ser maior do que nas cadeiras de rodas com propulsão manual por aros e devido à possibilidade de o usuário alterar a relação de transmissão simplesmente ao movimentar a mão ao longo da alavanca (Lucas H. V. van der WOUDE et al., 1993; Luc H V van der WOUDE et al., 2001). Porém, pouco se conhece sobre efeitos dos diferentes parâmetros e configurações de uma CA. As principais características pesquisadas na literatura são a posição do centro de rotação da alavanca (CHOROMAŃSKI; FIOK; DOBRZYŃSKI, 2012; FIOK; MRÓZ, 2015) e as cargas durante a locomoção (SASAKI et al., 2014; JENKINS et al., 2014; SASAKI et al., 2015).

Uma maneira de se determinar os parâmetros adequados para a CA é por avaliação experimental. Os trabalhos experimentais normalmente utilizam bancadas de testes com a possibilidade de alteração de configurações e parâmetros que envolvem a locomoção. Nesse cenário, o usuário fica posicionado em uma CA fixa. As forças resistivas (resistência ao rolamento e inclinação) e inércias do sistema são reproduzidas por meio de motores e discos de inércia (*flying wheel*), enquanto a velocidade média é controlada pelo usuário (FIOK; MRÓZ, 2015; SASAKI et al., 2015). No entanto, a representação da dinâmica do sistema desta maneira é imperfeita. Além disso, por requerem um grande número de combinações de parâmetros em diferentes condições de operação e, portanto, um grande número de experimentos, avaliações experimentais

deste tipo são extremamente custosas e demoradas (Lucas H. V. van der WOUDE et al., 1997; SASAKI et al., 2014; SASAKI et al., 2015; FIOK; MRÓZ, 2015).

Alternativamente, a simulações computacionais utilizando modelos matemáticos do sistema CA e usuário possibilitam determinar as forças, ativações musculares e padrões de movimento necessários para se manter uma determinada velocidade média em diversas condições de operação tais como graus de aclave e velocidades de locomoção, além de permitir a investigação dos efeitos das principais características da CA como relação de transmissão, comprimento da alavanca e posição do pivot. Nesse sentido, a simulação computacional se destaca por possibilitar a investigação abrangente e sistemática das configurações, parâmetros e condições de operação de maneira controlada. Ademais, o processo de simulação é menos custoso por não envolver usuários, bancadas de testes, instrumentos e repetições. Apesar do potencial de investigações *in silico*, estudos que envolvem simulação computacional da locomoção com CA são escassos na literatura.

2 OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho de mestrado foi desenvolver uma abordagem de simulação preditiva da locomoção com CA e investigar o efeito de parâmetros da CA sobre o esforço muscular. Os objetivos específicos foram:

- a) desenvolver um modelo mecânico representativo do conjunto CA e cadeirante;
- b) desenvolver um modelo contínuo equivalente do sistema musculoesquelético representativo da ação muscular nos membros superiores durante a locomoção com CAs que seja compatível com o elevado custo computacional atrelado à solução de um problema de controle ótimo;
- c) formular um problema de controle ótimo para a geração de simulações preditivas da locomoção com CAs;
- d) investigar o efeito do comprimento da alavanca, posição de seu pivot e relação de transmissão no esforço muscular sob diferentes condições de operação em regime permanente.

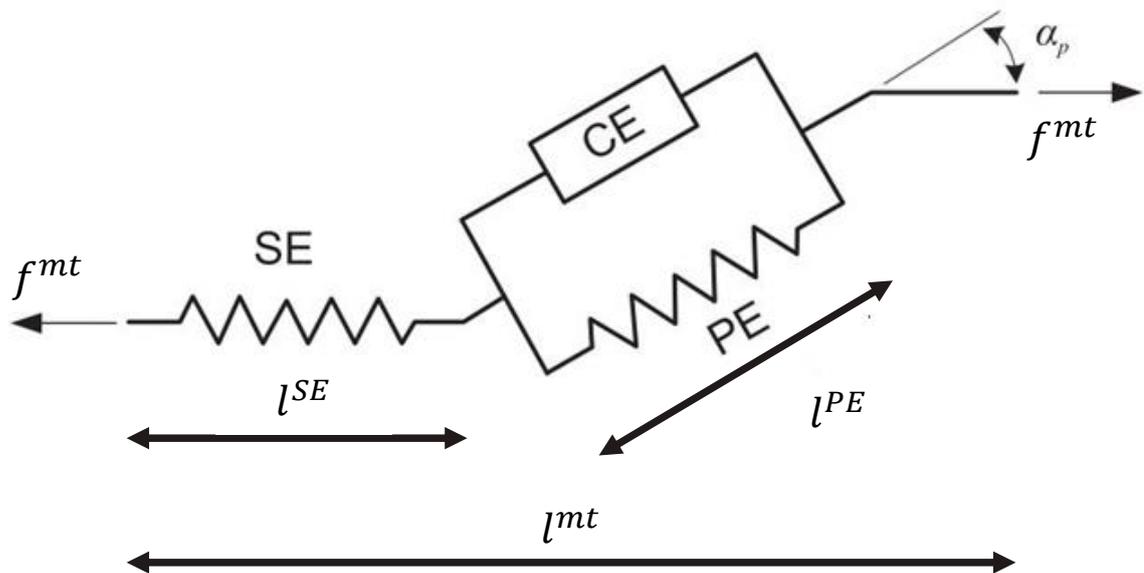
3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 BIOMECÂNICA DO SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO

Os braços e antebraços são os membros mais envolvidos na propulsão da CA, sendo que a transferência de força ocorre através das mãos diretamente para as alavancas que, por sua vez, estão engrenadas com a roda traseira da CA. Durante o movimento, os músculos podem apresentar ação concêntrica, aplicando força enquanto diminuem de comprimento e exercendo trabalho positivo, ou excêntrica, aplicando força enquanto aumentam de comprimento e exercendo trabalho negativo (VILELA JUNIOR et al., 2011). O Sistema nervoso central (CNS) é responsável por estimular os músculos que geram forças aplicadas ao sistema esquelético via tendões (GHANNADI, BORNA, 2017). O tecido muscular é formado por células alongadas chamadas de fibras musculares, responsáveis por transformar energia química em trabalho mecânico (FERREIRA, 2005).

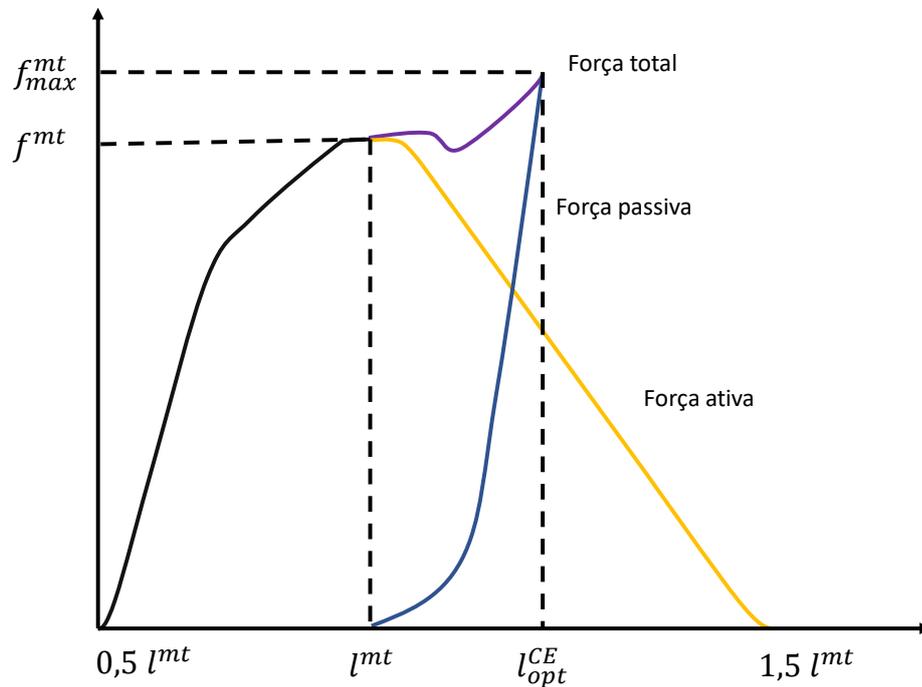
Segundo Ghannadi, Borna (2017), a modelagem do músculo requer conhecimentos sobre sua mecânica e arquitetura, assim como sobre aspectos fisiológicos. Muitos modelos foram baseados, e depois desenvolvidos, a partir dos estudos de Hill (1938). Os modelos explícitos comparados por Winters e Stark (1987) foram tratados como um sistema de segunda ordem com parâmetros concentrados relativos a inércia, viscosidade, elasticidade e ganho, que devem ser adaptados dependendo do movimento e atividade para garantia de sua fidelidade.

O modelo muscular do tipo Hill (figura 1), com Comprimento total do músculo (l^{mt}), mais utilizado inclui três elementos, o Elemento Contrátil (CE), o Elemento Paralelo-elástico (PE) e o Elemento Série-elástico (SE), cada qual com um papel na representação muscular. O CE atua como um gerador de força e é a parte ativa do músculo. O PE está em paralelo ao CE e representa os tecidos em paralelo às fibras musculares, com o Comprimento do Elemento Contrátil (l^{ce}). Por fim, o SE representa qualquer elemento que esteja em série com o CE, principalmente o tendão, com o Comprimento do Elemento Série-elástico (l^{se}). Os componentes em conjunto geram a Força em cada músculo (f^{mt}) (SHOURIJEH, 2013).



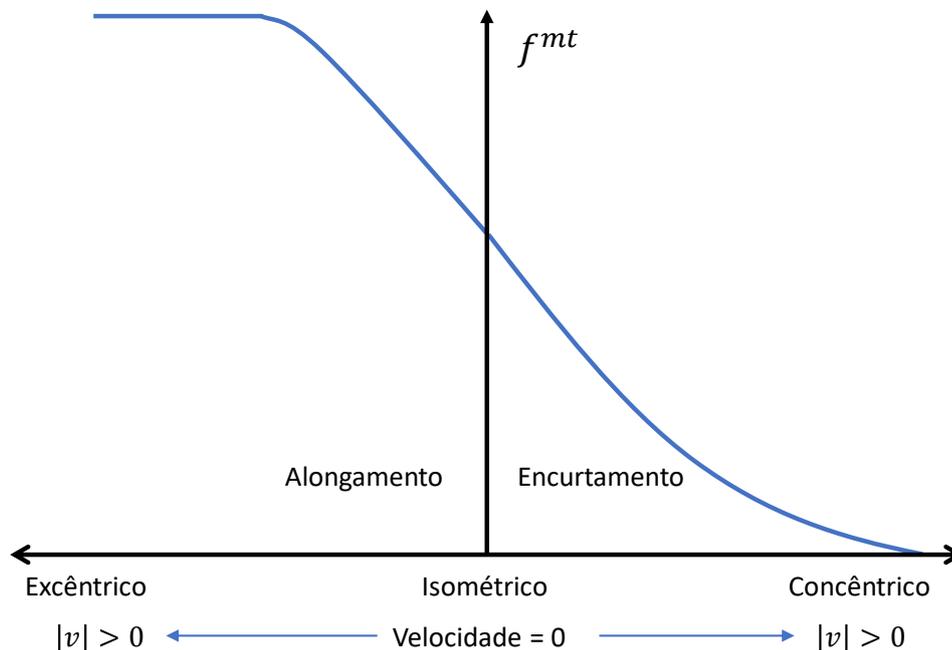
Fonte: "adaptado" de Shourijeh (2013).

A arquitetura muscular é composta dos comprimentos dos elementos presentes no segmento muscular, braços de momentos e ângulo de penação do músculo, além das relações força-comprimento e força-velocidade (GHANNADI, BORNA, 2017). A relação força-comprimento (figura 2) se refere ao efeito do l^{mt} sobre a capacidade de geração de f^{mt} , sendo que a máxima força está atrelada ao Comprimento ótimo do músculo (l^{opt}) (ZAJAC, 1989).



Fonte: "adaptado" de Zajac (1989).

A relação força-velocidade (figura 3) representa a influência da velocidade de contração ou extensão das fibras sobre sua capacidade de geração de força. Em velocidade nula, a força máxima exercida pelo músculo é chamada de força isométrica máxima, e ocorre no comprimento ótimo do músculo. Durante o movimento concêntrico, a força diminui com o aumento da velocidade, atingindo força nula em velocidades de contração elevadas. No movimento excêntrico, as forças aumentam com o aumento da velocidade de extensão, atingindo um valor máximo em velocidade elevadas (ZAJAC, 1989).



Fonte: "adaptado" de Zajac (1989).

Winters e Stark (1988) explicam que braços de momento maiores constantemente sacrificam a velocidade para gerar mais torque. Os mesmos autores ainda explicam que se deve ter atenção ao método de obtenção de braços de momento, pois métodos que utilizam de linhas entre pontos de inserção e origem são incorretos, já que a trajetória do músculo é caracterizada por curvas devido à existência de ossos e outros tecidos (GHANNADI, BORNA, 2017).

Segundo Zajac (1989), a ativação muscular é um valor que traduz, em porcentagem, o quanto o músculo está sendo requisitado e varia entre 0 e 1. Ativação nula significa que o músculo não está sendo solicitado e a ativação máxima de 1 significa que o músculo está sendo requisitado em sua capacidade máxima.

3.2 PROPULSÃO MANUAL DE CADEIRA DE RODAS POR AROS

Pessoas que apresentam limitações de movimento nos membros inferiores optam normalmente pela utilização de cadeiras de rodas com propulsão por aros devido a vantagens como facilidade de transporte, manobrabilidade, simplicidade e alta flexibilidade no uso diário, sendo um equipamento produzido em larga escala (VANLANDEWIJCK; THEISEN; DALY, 2001).

As cadeiras de rodas com propulsão manual por aros podem ser utilizadas para uso diário, reabilitação e competição, sendo que seu design é adaptado de acordo com o seu propósito. No uso diário, a cadeira de rodas com propulsão por aros é construída para maximizar o conforto e mobilidade do usuário; na reabilitação, a cadeira de rodas é pensada para acomodar a anatomia do usuário e não tem o nível de conforto que a cadeira de rodas com propulsão por aros projetada para utilização diária possui; na cadeira de rodas com propulsão por aros para competição, o foco é maximizar a performance atlética (LEARY et al., 2012). A propulsão de cadeira de rodas com propulsão por aros é similar ao ciclismo, pela natureza cíclica dos movimentos, embora envolva membros diferentes (LENTON, 2012). Nesse movimento, assim como no ciclismo, existem condições ótimas em relação à eficiência energética (GOOSEY; CAMPBELL; FOWLER, 2000).

O principal fator relacionado a eficiência, controle e manobrabilidade de uma cadeira de rodas com propulsão por aros é a massa e sua distribuição em relação ao eixo das rodas traseiras e ao eixo vertical, sendo que esta distribuição está diretamente relacionada com a posição e a angulação do assento (BRUBAKER, 1986). A posição do assento em relação às rodas traseiras é uma característica construtiva da cadeira de rodas com propulsão por aros que afeta a eficiência mecânica, porém existem outros pontos que a afetam, como, por exemplo, a direção das forças aplicadas nos aros. Intuitivamente, quanto mais tangencialmente direcionadas forem as forças aplicadas nos aros, maior será a eficiência mecânica. Porém, estudos demonstram que o consumo metabólico é cerca de 30% maior quando o usuário aplica força tangente ao aro (D. J. J. BREGMAN; DRONGELEN; VEEGER, 2009), o que evidencia a influência da arquitetura do sistema musculoesquelético e sua interação com a cadeira.

A frequência típica na locomoção com cadeiras de rodas fica entre 2000 e 3000 ciclos por dia, causando lesões nos ombros, punhos e mãos (SASAKI et al., 2014). De fato, cerca de 70% de todos os usuários de cadeiras de rodas com propulsão manual apresentam algum tipo de desordem ou lesões nos membros superiores (PENTLAND; TWOMEY, 1994). Outra importante consideração é a fadiga nos músculos dos ombros causada pelo esforço repetitivo e pelas elevadas cargas nas estruturas articulares. De maneira natural, usuários experientes encontram estratégias favoráveis biomecanicamente (RICE et al., 2009). Nesse sentido, as pesquisas nesta área buscam minimizar os efeitos negativos das cadeira de rodas com propulsão por aros.

Na locomoção com cadeiras de rodas manuais com aros, é possível caracterizar duas fases distintas, a fase de contato e a fase de retorno. Durante a fase de contato, em que as mãos

estão em contato com o aro, a componente tangencial ao aro exerce trabalho e propulsiona a cadeira. Todavia, as outras componentes são importantes, dentre outros motivos, para gerar a força normal necessária para uma efetiva transferência de força tangencial entre as mãos e os aros (BONINGER et al., 2002). Em seu trabalho, Boninger et al. (2000) afirmam que acionamentos com baixa frequência são menos prejudiciais à saúde do usuário do que os com alta frequência.

3.3 PROPULSÃO MANUAL DE CADEIRA DE RODAS POR ALAVANCAS

Desde a década de 1960, grupos de pesquisadores conduzem trabalhos analisando os benefícios de CA e considerando-a como possível alternativa às cadeira de rodas com propulsão por aros, principalmente para pessoas com capacidade limitada dos membros superiores. Neste sistema de propulsão, os membros superiores realizam séries de movimentos cíclicos, síncronos ou assíncronos, preponderantemente no plano sagital. A força aplicada nas alavancas pelo usuário é transferida para as rodas traseiras por um sistema mecânico, sendo capaz de movimentar a cadeira para frente e em curvas (Lucas H. V. van der WOUDE et al., 2001).

As CA requerem esforço físico menor e são mais eficientes que cadeiras de rodas com propulsão por aros, o que permitiria uso mais prolongado ou maior velocidade média de locomoção (Lucas H. V. van der WOUDE et al., 1993; REQUEJO et al., 2008; SASAKI et al., 2015). Estas cadeiras de rodas requerem menos esforços pois a força é aplicada na extremidade de uma alavanca, que na maioria das vezes, tem um comprimento maior que o raio dos aros das cadeiras convencionais (REQUEJO et al., 2008), proporcionando ganho mecânico maior e posicionamento dos membros superiores mais favorável do ponto de vista biomecânico.

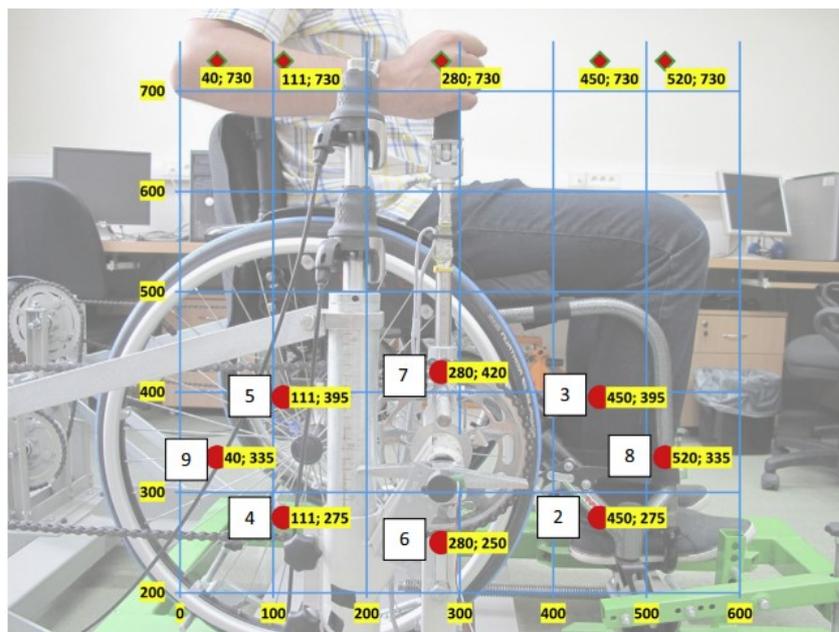
A CA é um sistema altamente customizável, sendo que o comprimento da alavanca, a orientação da manopla (*grip*), a posição do centro de rotação da alavanca e a relação de transmissão entre a alavanca e a roda traseira podem ser ajustados a particularidades de cada usuário. Porém, esta adaptação é demorada e tem que ser feita por profissionais experientes em reabilitação (SASAKI et al., 2014).

Um estudo experimental realizado por Choromański, Fiok e Dobrzyński (2012) demonstra como a posição da mão do usuário ao longo da alavanca e a posição de seu centro de rotação afetam a propulsão de uma CA. Os autores utilizam as equações obtidas por Roman-Liu e Tokarski (2005), que através de experimentos, obtiveram um modelo matemático capaz de, aproximadamente, fornecer a máxima força aplicada em diferentes pontos do plano sagital tendo

como parâmetros as posições de cada membro em uma análise quase-estática. Todavia, o estudo de Choromański, Fiok e Dobrzyński (2012) não levam em conta os efeitos da dinâmica dos membros superiores, da velocidade do movimento da CA e das forças de resistência ao rolamento. Utilizando o ombro como junta de revolução no plano sagital, os resultados obtidos sugerem que o máximo trabalho mecânico estaria disponível para um posicionamento do eixo da alavanca na parte dianteira da cadeira de rodas. Ou seja, posicionar o centro de rotação da alavanca para frente do eixo da roda traseira, sugere maior capacidade de gerar trabalho.

Fiok e Mróz (2015) realizaram experimentos utilizando Eletromiografia (EMG) e consumo de oxigênio em uma CA, alterando o comprimento da alavanca e a posição do centro de rotação da alavanca, de maneira semelhante ao trabalho de Choromański, Fiok e Dobrzyński (2012), conforme ilustrado na figura 4.

Figura 4 – Configurações analisadas por Fiok e Mróz (2015).



Fonte: Fiok e Mróz (2015).

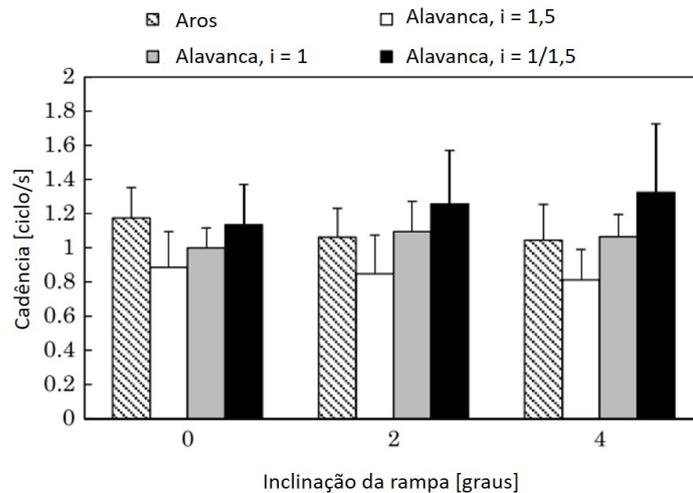
Os resultados apresentados pelos autores mostraram que a eficiência energética e o batimento cardíaco, métricas utilizadas para quantificar o esforço físico, foram melhor avaliados nas configurações onde o centro de rotação da alavanca está posicionado mais próximo do eixo da roda traseira da CA. Enquanto centro de rotações da alanca posicionados na parte dianteira apresentam uma menor eficiência energética e um maior batimento cardíaco. Estas observações são conflitantes com os resultados apresentados em Choromański, Fiok e Dobrzyński (2012).

3.4 RELAÇÃO DE TRANSMISSÃO EM CADEIRAS DE RODAS

O estudo realizado por Cooper et al. (2006) coloca a rampa ascendente como uma variedade de terreno comumente encontrada por usuários de cadeira de rodas manuais e é frequentemente reportada pelos usuários como uma barreira que tem que ser vencida diariamente nos trajetos. Finley e Rodgers (2007) reportaram que, em rampas, os usuários sentiram maior conforto no uso de cadeira de rodas manuais com propulsão por aro equipadas com sistemas de redução entre os aros e as rodas traseiras da cadeira de rodas.

Sasaki et al. (2015) verificaram a aplicação de sistemas de redução em CA em comparação com cadeira de rodas com propulsão por aros. Em seu trabalho, compararam torques, forças aplicadas nas articulações, porcentagem de propulsão, cadência, entre outros. No estudo, taxas de transmissão, $i = \frac{\dot{\theta}_{roda}}{\dot{\theta}_{alavanca}}$, maiores na CA levaram a cadências menores, tanto na horizontal como em rampas (Figura 5).

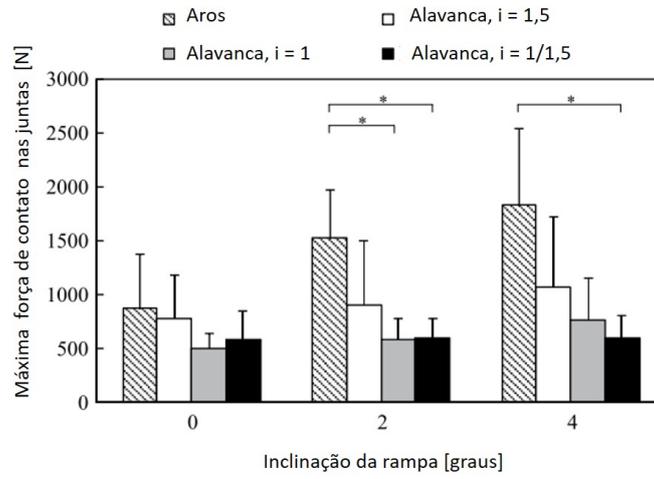
Figura 5 – Cadência em *ciclos/s* reportadas em Sasaki et al. (2015).



Fonte: "adaptado" de Sasaki et al. (2015).

Outro importante resultado apresentado pelos mesmos autores, foi que as forças de contato nas articulações mostraram-se significativamente menores para locomoção em rampas com uma CA dotada de taxa de redução de $i = 1/1,5$ comparadas com aquelas observadas quando da utilização de uma cadeira de rodas com propulsão por aros (figura 6).

Figura 6 – Máxima força de contato nas articulações reportada por Sasaki et al. (2015).

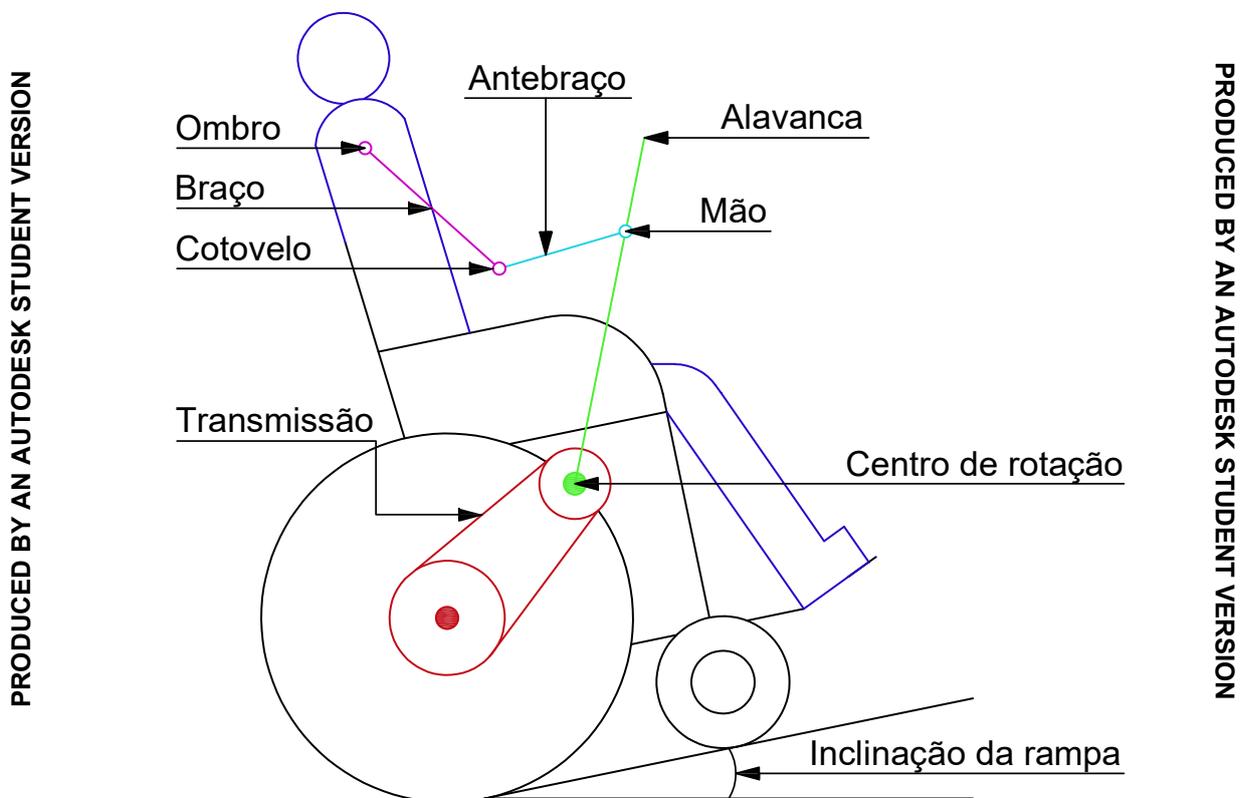


Fonte: "adaptado" de Sasaki et al. (2015).

4 METODOLOGIA

No modelo proposto por Costa (2015), os membros superiores acionam uma cadeira de rodas com propulsão por aros. Seguindo as mesmas diretrizes, o modelo desenvolvido neste trabalho busca representar os membros superiores acionando uma CA. O modelo apresenta movimento plano, simetria bilateral e é formado por cinco corpos rígidos que representam os braços, os antebraços, as alavancas, as rodas e o restante da cadeira de rodas e do corpo do cadeirante, de acordo com a Figura 7.

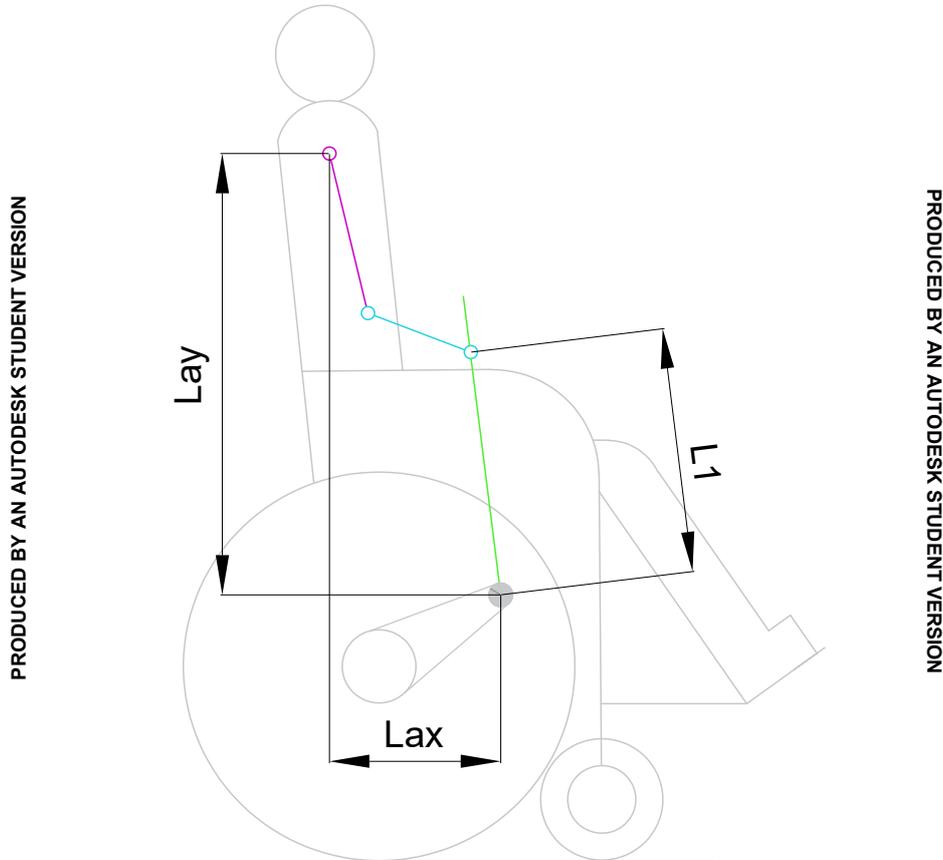
Figura 7 – Representação esquemática do modelo proposto CA.



Neste modelo, os segmentos estão conectados por juntas de revolução ideais entre: os braços e o tronco, representando os ombros; os braços e os antebraços, representando os cotovelos; as mãos e as alavancas, representando o contato das mãos com as alavancas; as alavancas e a cadeira, representando o pivot; e as rodas e a estrutura da cadeira representando o eixo de rotação das rodas. O escorregamento das rodas em relação ao piso é desprezado. Esta configuração leva a um mecanismo de quatro barras móvel.

Na fase de propulsão, a alavanca está acoplada às rodas traseiras e há uma relação de transmissão fixa entre os deslocamentos angulares das alavancas e das rodas. Na fase de retorno, o movimento angular das alavancas está desacoplado do movimento das rodas. Estas condições e simplificações levam a um modelo de um único Grau de Liberdade (GdL) na fase de propulsão

Figura 9 – Parâmetros investigados.



As equações de movimento na forma mínima foram obtidas através da aplicação do Teorema do Movimento do Baricentro e do Teorema do Momento Angular para cada corpo rígido que compõe o sistema multicorpos, posterior aplicação do formalismo de Newton-Euler (BAYO, 1997, 3; SCHIEHLEN, 2006, 4) (Apêndice A). Utilizou-se γ como coordenada generalizada para a fase de propulsão (equação 2) e para a fase de retorno (equação 2), adicionalmente a variável, x_0 , resultando em:

$$M\ddot{q}_1 + k(q_1, \dot{q}_1) = k^e \quad (2)$$

$$M\ddot{q}_2 + k(q_2, \dot{q}_2) = k^e \quad (3)$$

onde q é o vetor de coordenadas generalizadas que depende da fase, M é a matriz de massa, k é o vetor de forças generalizadas de Coriolis e centrífugas e k^e é o vetor de forças generalizadas não vinculares.

A estatura e massa do usuário foram definidas a partir da média disponibilizada pelo IBGE. Os brasileiros entre 19 e 64 anos tem em média altura que varia entre 1,68 m e 1,73 m, e uma massa que varia entre 66,0 kg e 74,0 kg. Enquanto os parâmetros antropométricos para

o usuário foram obtidos através de relações empíricas descritas por Winter (2009), sendo que os momentos de inércia são referentes aos centros de massa dos membros correspondentes. Os valores estão organizados na Tabela 1.

Tabela 1 – Parâmetros utilizados para o usuário no modelo da CA.

Altura do usuário	$hPes = 1,70\ m$
Comprimento do braço	$B = 0,3196\ m$
Comprimento do antebraço	$A = 0,2465\ m$
Distância do ombro até o CG do braço	$b = 0,081941\ hPes = 0,1393\ m$
Distância do cotovelo até CG do antebraço	$a = 0,062353\ hPes = 0,1060\ m$
Massa do usuário	$mp = 70,0\ kg$
Massa do braço	$mb = 0,028\ mp = 1,96\ kg$
Massa do antebraço	$ma = 0,022\ mp = 1,54\ kg$
Momento de inercia do braço	$Jb = m_B (0,322B)^2 = 0,021\ kg.m^2$
Momento de inercia do antebraço	$Ja = m_A (0,468B)^2 = 0,020\ kg.m^2$

Fonte: "adaptado" de Winter (2009).

As dimensões da CA utilizadas foram obtidas a partir da Norma NBR 9050:2004 que descreve as dimensões de cadeira de rodas com propulsão por aros. Os dados de comprimento da alavanca, L, e as 5 relações de transmissão (i) foram adotados da CA comercial produzida pela empresa *Rio Mobility* (*Rio Mobility*, Califórnia, EUA). Todos os dados utilizados estão organizados na Tabela 2.

Tabela 2 – Parâmetros utilizados para o modelo da CA.

Raio da roda	$R2 = 0,3048\ m$
Massa da roda	$mr = 3,0\ kg$
Massa da cadeira	$mc = 12,0\ kg$
Massa da alavanca	$ml = 0,8\ kg$
Momento de inércia da roda	$Jr = 0,13954\ kg.m^2$
Comprimento da alavanca	$L = 0,8\ m$
Posição da mão em relação ao centro do pivot	(Variável) $L1$
Posição do eixo "lax" do pivot	(Variável) Lax
Posição no eixo "lay" do pivot	(Variável) Lay
Força de resistência ao rolamento	$Fr = 10\ N$ por roda traseira
Aceleração da gravidade	$g = 9,81\ m/s^2$

Para os valores de momento de inércia das rodas traseiras, foi assumida a massa uniformemente distribuída obedecendo:

$$J_r = \frac{1}{2}mrR^2 \quad (4)$$

A mesma condição foi assumida para os momentos de inércia das alavancas em relação ao centro de massa (Equação 5). É importante destacar que o comprimento total da alavanca

adotado foi de $L = 0,8 \text{ m}$, porém o usuário pode alterar a posição da mão ($L1$) para a locomoção da CA sem que o momento de inércia da alavanca seja alterado.

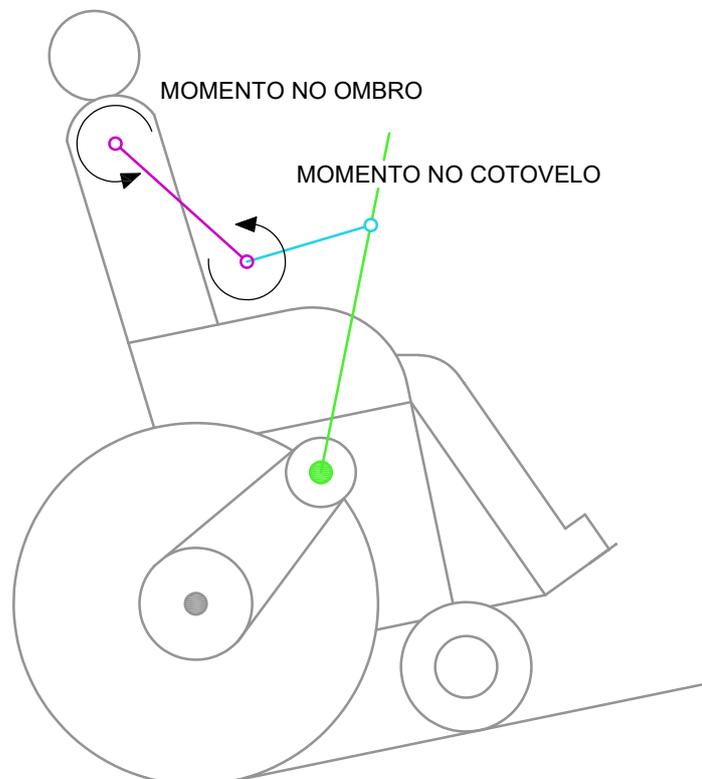
$$J_L = \frac{mL^2}{12} \quad (5)$$

4.1 TIPOS DE ACIONAMENTO

4.1.1 Momentos puros nas articulações

Neste trabalho foram utilizadas duas maneiras de acionamento das alavancas, por momentos ideais aplicados nas articulações dos ombros e cotovelos e por músculos equivalentes. O acionamento por momentos nas articulações, representado na Figura 10, não leva em consideração os efeitos da arquitetura do sistema músculo-esquelético, da dinâmica de ativação e das relações força-comprimento e força-velocidade.

Figura 10 – Abordagem com momentos ideais aplicado nas articulações.



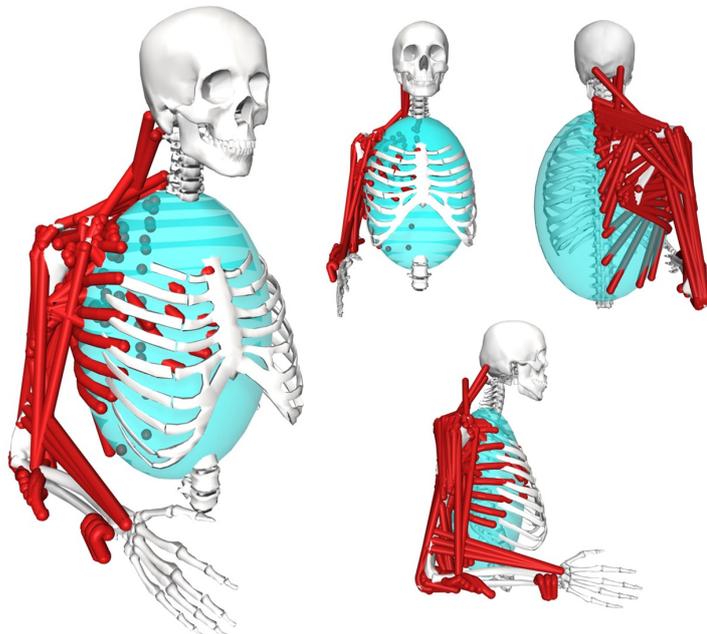
Os momentos são responsáveis por exercer trabalho e movimentar a alavanca durante as fases de propulsão e retorno. Como esta abordagem não leva em conta as características

músculo-esqueléticas e as propriedades intrínsecas dos músculos, são favorecidos padrões que exploram configurações com alto ganho mecânico como aquelas nas proximidades da extensão completa do braço.

4.1.2 Músculos equivalentes

A abordagem por músculos equivalentes permite levar em consideração a arquitetura do sistema músculo-esquelético, as relações força-comprimento, força-velocidade e a dinâmica de ativação. Nesta abordagem, os músculos equivalentes representam a ação conjunta de todos os músculos presentes em um modelo de referência do sistema músculo-esquelético (Figura 11). O modelo de referência utilizado para o desenvolvimento do modelo equivalente foi aquele proposto por Chadwick et al. (2014) e disponibilizado no OpenSim (DELP et al., 2007). Este modelo é composto por sete porções do corpo (tórax, clavícula, escápula, úmero, ulna, rádio e mão), além de 138 unidades musculares representando apenas um dos membros superiores.

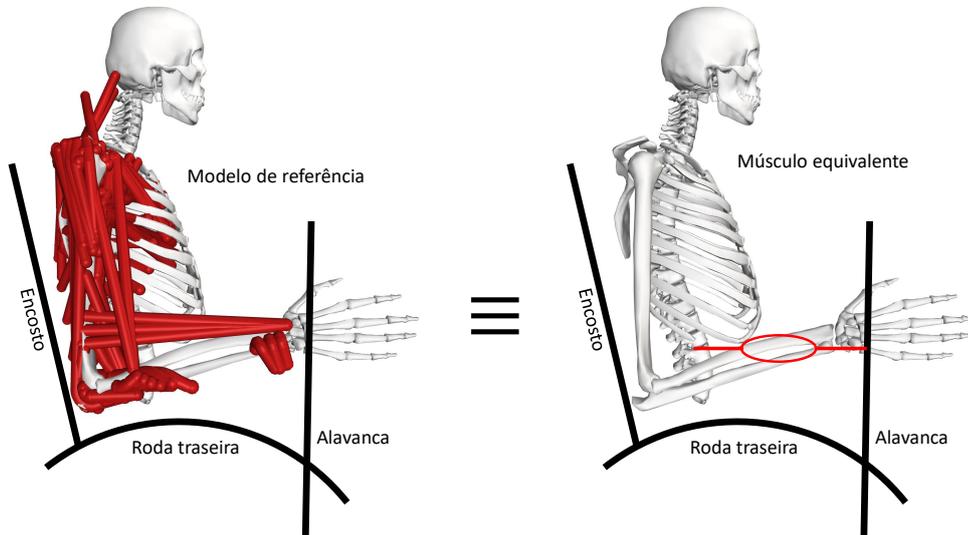
Figura 11 – Modelo de referência proposto por Chadwick et al. (2014) e utilizado para obtenção dos músculos equivalentes.



O objetivo desta estratégia é representar de maneira aproximada as propriedades intrínsecas do sistema músculo-esquelético através de um modelo contínuo e de menor dimensão (Figura 12). A dimensão menor é desejável para reduzir o esforço computacional associado à solução de um problema de controle ótimo. A continuidade do modelo, por sua vez, é condição

necessária para a solução do problema de programação não linear de larga escala resultante utilizando técnicas de otimização eficientes (*gradient-based*).

Figura 12 – Representação esquemática da abordagem do músculo equivalente.



Para a obtenção dos parâmetros do modelo de músculos equivalentes, adota-se o princípio do trabalho virtual. Este, deve se igualar ao trabalho virtual de todos os músculos do modelo de referência para um mesmo deslocamento virtual da alavanca. Assume-se ainda que os tendões musculares são rígidos. As etapas para a obtenção das propriedades dos músculos equivalentes são explicadas a seguir.

Primeiramente, foram solucionados problemas de otimização estática aplicando forças externas para cada posição angular e velocidade angular da alavanca considerados, com uma discretização de 40 posições angulares e de 25 velocidades angulares da alavanca, entre os limites de $-300^\circ/s$ e $300^\circ/s$. Cada simulação foi repetida com forças externas positivas e negativas para garantir que todos os músculos fossem ativados. Com os resultados da otimização estática, força e ativação em cada músculo do modelo, é possível obter a força máxima F_i^{max} que cada músculo i é capaz de exercer em cada condição de posição angular e velocidade da alavanca, γ e $\dot{\gamma}$, respectivamente, conforme:

$$F_i^{max}(\gamma, \dot{\gamma}) = \frac{F_i^{est}}{a_i^{est}}, \quad (6)$$

sendo F_i^{est} e a_i^{est} a força e a ativação em cada músculo i , respectivamente, obtidos por otimização estática.

Pelo Princípio do Trabalho Virtual, a contribuição ao torque máximo na alavanca devido à força máxima em cada músculo i (Figura 13) pode ser calculada por:

$$\tau_i^{max} = \frac{\partial l_i}{\partial \gamma} F_i^{max}, \quad (7)$$

já que

$$\tau_i^{max} \delta \gamma = F_i^{max} \delta l_i, \quad (8)$$

onde l_i é o comprimento do músculo i . $\frac{\partial l_i}{\partial \gamma}$ pode ser interpretado como uma espécie de braço de momento do músculo i em relação ao eixo da alavanca, o qual pode ser ainda reescrito, utilizando a regra da cadeia, como:

$$\frac{\partial l_i}{\partial \gamma} = \frac{\partial \alpha}{\partial \gamma} \frac{\partial l_i}{\partial \alpha} + \frac{\partial \beta}{\partial \gamma} \frac{\partial l_i}{\partial \beta}, \quad (9)$$

onde $\frac{\partial l_i}{\partial \alpha}$ é o braço de momento do músculo i em relação ao ombro, $\frac{\partial l_i}{\partial \beta}$ é o braço de momento do músculo i em relação ao cotovelo e $\frac{\partial \alpha}{\partial \gamma}$ e $\frac{\partial \beta}{\partial \gamma}$ dependem da geometria do sistema multicorpo.

O momento total aplicado na alavanca por todos os músculos corresponde a:

$$\tau^{max} = \sum_{i=1}^{nmus} \tau_i^{max} = \sum_{i=1}^{nmus} \frac{\partial l_i}{\partial \gamma} F_i^{max}, \quad (10)$$

onde $nmus$ é o número de músculos do modelo de referência. Se o momento na alavanca for representado por um músculo equivalente que aplica força tangencial F_{eq} na posição da mão na alavanca, a uma distância $L1$ do pivot, a força deste músculo equivalente devido à ação de todos os músculos do modelo de referência pode ser calculada por:

$$F_{eq} = \frac{\tau}{L1} = \frac{1}{L1} \sum_{i=1}^{nmus} \frac{\partial l_i}{\partial \gamma} F_i = \frac{1}{L1} \sum_{i=1}^{nmus} \left(\frac{\partial \alpha}{\partial \gamma} \frac{\partial l_i}{\partial \alpha} + \frac{\partial \beta}{\partial \gamma} \frac{\partial l_i}{\partial \beta} \right) F_i \quad (11)$$

Como um músculo não pode aplicar força negativa, de compressão, o músculo equivalente foi dividido em dois, um que aplica momento positivo na alavanca e outro que aplica momento negativo. Portanto, a ação dos 138 músculos do modelo de referência é representada por dois músculos equivalentes, Figura 13. As forças máximas na alavanca para cada um dos dois músculos equivalentes, F_{eq1}^{max} e F_{eq2}^{max} , para cada posição e velocidade angulares da alavanca foram calculadas de acordo com:

$$F_{eq1}^{max}(\gamma, \dot{\gamma}) = \frac{1}{L1} \sum_{i=1}^{nmus} \left(\frac{\partial \alpha}{\partial \gamma} \frac{\partial l_i}{\partial \alpha} + \frac{\partial \beta}{\partial \gamma} \frac{\partial l_i}{\partial \beta} \right) F_i^{max}(\gamma, \dot{\gamma}) \quad p/ \quad \left(\frac{\partial \alpha}{\partial \gamma} \frac{\partial l_i}{\partial \alpha} + \frac{\partial \beta}{\partial \gamma} \frac{\partial l_i}{\partial \beta} \right) > 0 \quad (12)$$

e

$$F_{eq2}^{max}(\gamma, \dot{\gamma}) = \frac{1}{L1} \sum_{i=1}^{nmus} \left(\frac{\partial \alpha}{\partial \gamma} \frac{\partial l_i}{\partial \alpha} + \frac{\partial \beta}{\partial \gamma} \frac{\partial l_i}{\partial \beta} \right) F_i^{max}(\gamma, \dot{\gamma}) \quad p/ \quad \left(\frac{\partial \alpha}{\partial \gamma} \frac{\partial l_i}{\partial \alpha} + \frac{\partial \beta}{\partial \gamma} \frac{\partial l_i}{\partial \beta} \right) < 0 \quad (13)$$

Figura 13 -

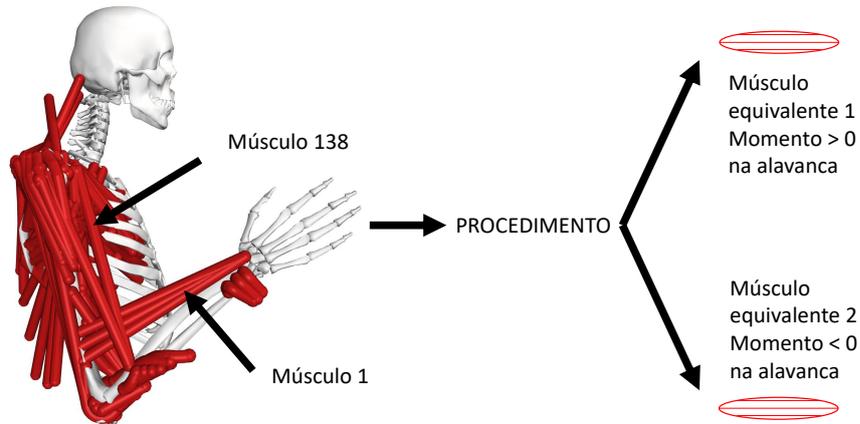


Figura gerada com auxílio do software OpenSim.

As forças aplicadas pelos dois músculos equivalentes são determinadas por:

$$F_{eq1} = \bar{a}_1 F_{eq1}^{max}(\gamma, \dot{\gamma}) \quad (14)$$

e

$$F_{eq2} = \bar{a}_2 F_{eq2}^{max}(\gamma, \dot{\gamma}), \quad (15)$$

onde \bar{a}_1 e \bar{a}_2 são as ativações dos dois músculos equivalentes e representam ativações médias dos respectivos músculos no modelo de referência.

Em cada músculo, a excitação neural controla a ativação muscular por meio de uma dinâmica de primeira ordem chamada de dinâmica de ativação. Na abordagem do músculo equivalente, define-se uma excitação neural global \bar{u} para cada um dos músculos equivalentes, a exemplo do que foi feito para a ativação muscular, e adiciona-se uma dinâmica de ativação global utilizando-se a mesma dinâmica de primeira ordem utilizada para cada músculos de acordo com He, Levine e Loeb (1991):

$$\frac{d\bar{a}_1}{dt} = (\bar{u}_1 - \bar{a}_1) \left(\frac{\bar{u}_1}{T_{ativação}} + \frac{1 - \bar{u}_1}{T_{desativação}} \right), \quad (16)$$

$$\frac{d\bar{a}_2}{dt} = (\bar{u}_2 - \bar{a}_2) \left(\frac{\bar{u}_2}{T_{ativação}} + \frac{1 - \bar{u}_2}{T_{desativação}} \right), \quad (17)$$

onde $T_{ativação}$ é a constante de tempo de ativação e $T_{desativação}$ é a constante de tempo de desativação. As constantes de tempo utilizadas foram 10 ms e 40 ms para as constantes de ativação e desativação, respectivamente, que são os valores utilizados nos modelos disponibilizados pelo OpenSim (DELP et al., 2007).

4.2 ABORDAGEM DE SIMULAÇÃO PREDITIVA

Durante a locomoção de uma cadeira de rodas qualquer, são inúmeras as quantidades de variáveis envolvidas na atividade como: resistência ao rolamento, inclinação da rampa, estatura do usuário, velocidade, tipo de propulsão. A simulação preditiva no campo da biomecânica é amplamente utilizada, por exemplo, na análise do custo energético diante a variação da rigidez em uma prótese no calcanhar (D. BREGMAN et al., 2011). Outro exemplo é busca pela estratégia de locomoção ótima em ambientes com a gravidade diferente do que a da terra (ACKERMANN; BOGERT, 2012). Também é utilizada para simular o *crash test* de uma cadeira de rodas (DSOUZA; BERTOCCI, 2010). Na simulação de uma cadeira de rodas qualquer ou nos exemplos citados, a simulação preditiva torna-se indispensável para que se obtenha um maior número de informações sobre a resposta do sistema diante de cada alteração das variáveis envolvidas.

A geração de simulações preditivas para o modelo acionado pelos músculos equivalentes requer a solução de um problema de controle ótimo. Neste problema de controle ótimo, procuram-se os perfis ótimos das excitações neurais equivalentes, \bar{u}_1 e \bar{u}_2 , das coordenadas generalizadas, γ para fase de propulsão e γ e x_0 para fase de retorno, das velocidades generali-

zadas correspondentes, e a duração ótima de cada uma das duas fases que minimizem a função objetivo quadrática (equação 18a):

$$\underset{q_1, q_2, \bar{u}_1, \bar{u}_2, a_1, a_2}{Min} \quad J_{meq} = \int_0^{t_f} \frac{\bar{u}_1^2 + \bar{u}_2^2}{t_f \bar{v}} dt \quad (18a)$$

$$\text{Sujeito a :} \quad M(q_1)\ddot{q}_1 + C(q_1, \dot{q}_1) = k^e, \quad (18b)$$

$$M(q_2)\ddot{q}_2 + C(q_2, \dot{q}_2) = k^e, \quad (18c)$$

$$0 < a_1, u_1, a_2, u_2 < 1, \quad (18d)$$

$$-28^\circ \leq \alpha \leq 48^\circ, \quad (18e)$$

$$12^\circ \leq \beta \leq 168^\circ, \quad (18f)$$

$$\dot{\gamma}_1 < 0, \quad (18g)$$

$$\dot{\gamma}_2 < \omega_i, \quad (18h)$$

$$Final(x_0) = \bar{v} t_f, \quad (18i)$$

$$Inicial(\dot{x}_0) = abs(Inicial(\gamma_1) - Final(\gamma_1)) \cdot i \cdot R, \quad (18j)$$

$$Final(\dot{x}_0) = Inicial(\dot{\gamma}_1) \cdot i \cdot R, \quad (18k)$$

$$Final(\gamma_1) = Inicial(\gamma_2), \quad (18l)$$

$$Final(\dot{\gamma}_1) = Inicial(\dot{\gamma}_1), \quad (18m)$$

$$Final(\gamma_2) = Inicial(\gamma_1), \quad (18n)$$

$$Final(\dot{\gamma}_2) = Inicial(\dot{\gamma}_1), \quad (18o)$$

$$Final(a_1, \bar{u}_1) = Inicial(a_2, \bar{u}_2), \quad (18p)$$

$$Final(a_2, \bar{u}_2) = Inicial(a_1, \bar{u}_1) \quad (18q)$$

Desta maneira na equação 18a, t_f é a duração do ciclo completo e \bar{v} é a velocidade média de locomoção prescrita e \bar{u} são as excitações neurais dos músculos equivalentes. Além das equações de movimento (equações 18b e 18c), dinâmicas de ativação (equação 18d) e velocidade média constante (equação 18i) durante o ciclo, as equações 18e e 18f limitam a extensão máxima do ombro e cotovelo. Estas limitações estão presentes no modelo de referência. A equação 18g garante que o modelo se movimenta para frente durante a fase de propulsão. Enquanto a equação 18h garante que, durante a fase de retorno, a velocidade de retorno da alavanca seja menor que a velocidade relativa da cadeira de rodas, para que não aconteça o acoplamento. Conforme foi relatado, este trabalho não leva em conta a energia gasta pelo acoplamento, portanto as velocidades finais na fase de retorno e na fase inicial da fase de propulsão devem ser

iguais (equação 18h). As equações 18j,18k,18l,18m,18n,18o,18p,18q garantem que o sistema multifásico seja contínuo.

Nas simulações preditivas com o modelo acionado por momentos articulares ideais no ombro e no cotovelo, o problema é similar, mas procuram-se os perfis ótimos dos momentos aplicados, T_{ombro} e $T_{cotovelo}$, que minimizem a função objetivo quadrática (equação 19a):

$$\underset{q_1, q_2, T_{ombro}, T_{cotovelo}}{Min} \quad J_{mom} = \int_0^{t_f} \frac{T_{ombro}^2 + T_{cotovelo}^2}{t_f \bar{v}} dt \quad (19a)$$

$$\text{Sujeito a :} \quad M(q_1)\ddot{q}_1 + C(q_1, \dot{q}_1) = k^e, \quad (19b)$$

$$M(q_2)\ddot{q}_2 + C(q_2, \dot{q}_2) = k^e, \quad (19c)$$

$$-28^\circ \leq \alpha \leq 48^\circ, \quad (19d)$$

$$12^\circ \leq \beta \leq 168^\circ, \quad (19e)$$

$$\dot{\gamma}_1 < 0, \quad (19f)$$

$$\dot{\gamma}_2 < \omega_i, \quad (19g)$$

$$Final(x_0) = \bar{v} t_f, \quad (19h)$$

$$Inicial(\dot{x}_0) = abs(Inicial(\gamma_1) - Final(\gamma_1)) \cdot i \cdot R, \quad (19i)$$

$$Final(\dot{x}_0) = Inicial(\dot{\gamma}_1) \cdot i \cdot R, \quad (19j)$$

$$Final(\gamma_1) = Inicial(\gamma_2), \quad (19k)$$

$$Final(\dot{\gamma}_1) = Inicial(\dot{\gamma}_1), \quad (19l)$$

$$Final(\gamma_2) = Inicial(\gamma_1), \quad (19m)$$

$$Final(\dot{\gamma}_2) = Inicial(\dot{\gamma}_1), \quad (19n)$$

$$Final(T_{ombro\ 1}, T_{cotovelo\ 1}) = Inicial(T_{ombro\ 2}, T_{cotovelo\ 2}) \quad (19o)$$

As restrições presentes para este modelo são as mesmas para o modelo acionado por músculos equivalentes, porém este problema não trata ativação e excitação neural. Os valores de velocidade média foram definidos a partir dos valores utilizados por Fiok e Mróz (2015) e Sasaki et al. (2015). Enquanto os limites para ângulo de flexão do ombro e do cotovelo, foram determinados a partir dos respectivos limites impostos pelo modelo de referência.

Os problemas de controle ótimo resultantes foram resolvidos utilizando o software de controle ótimo PROPT (TomLab Optimization Inc., Pulman, USA). A escolha de quantidade de nós foi feita a partir de uma análise de sensibilidade com variação entre 24, 49, 74, 99 e 124

nós por fase. O problema de Programação Não Linear de larga escala resultante foi resolvido utilizando o solver SNOPT que é disponibilizado de maneira integrada ao pacote PROPT.

4.3 CONFIGURAÇÕES AVALIADAS

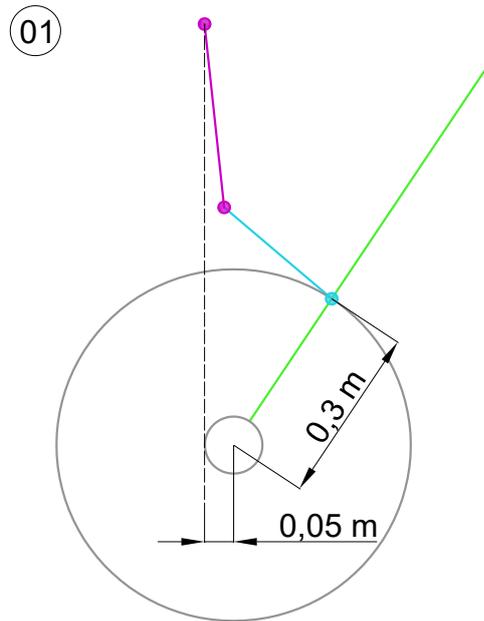
Com o modelo e problema de controle ótimo definidos, é possível testar os parâmetros e avaliar sua influência na locomoção com a CA. Para isso, serão definidas as configurações como combinações dos parâmetros posição do pivot e comprimento da alavanca (posição da mão) conforme Tabela 3. Desta maneira, é possível identificar, de maneira preliminar, como a posição do centro da alavanca e a posição da mão em relação ao centro de rotação da alavanca, afeta a locomoção com uma CA.

Tabela 3 – Configurações da CA analisadas.

Configurações	Posição "Lax" do pivot	Posição "Lay" do pivot	Posição da mão "L1"
1	0,05 m	0,73 m	0,3 m
2			0,4 m
3			0,5 m
4			0,6 m
5	0,15 m		0,4 m
6			0,5 m
7			0,6 m
8	0,30 m		0,4 m
9			0,5 m
10			0,6 m

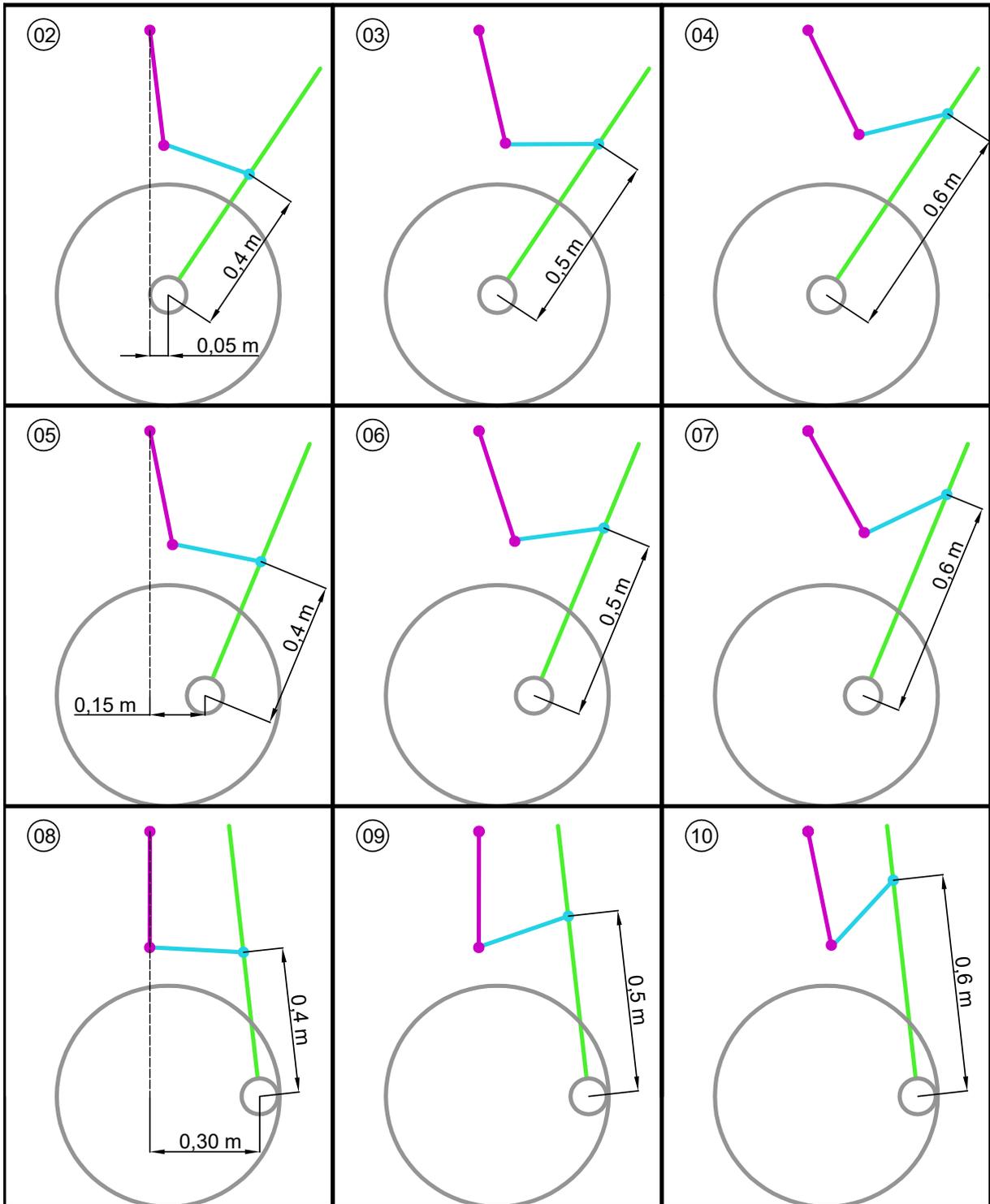
A configuração número 1 (Figura 14) tem as posições das mãos a 0,3m de distância do centro de rotação da alavanca e centro de rotação da alavanca coincidindo com o eixo das rodas traseiras, correspondendo a aproximadamente a mesma condição encontrada na propulsão por aros. A principal diferença está na fase de retorno, uma vez que na propulsão por aros as mãos ficam livres para retornar à posição inicial seguindo diferentes trajetórias, enquanto na propulsão por alavancas a mão permanece fixa à alavanca durante toda a fase de retorno. Esta configuração tem como principal função servir de comparação entre propulsão de uma cadeira de rodas com propulsão por aros e a propulsão de uma CA.

Figura 14 – Configuração 1, propulsão similar à por aros.



A Figura 15 apresenta as configurações 2 até 10, apenas com as posições dos braços, antebraços, alavancas, rodas traseiras e pivot. As configurações número 2, 3 e 4 tem o centro do pivot posicionado no mesmo eixo que a roda traseira da CA e as posições das mãos distantes de $0,40\text{ m}$, $0,50\text{ m}$ e $0,60\text{ m}$, respectivamente. As configurações 5, 6 e 7 seguem o mesmo padrão de distância das mãos até o centro de rotação da alavanca das configurações 2, 3 e 4, porém com o eixo deslocado $0,15\text{ m}$ à frente do centro de rotação da roda traseira. Por fim, as configurações 8, 9 e 10, seguem o mesmo padrão de distância das mãos até o centro de rotação da alavanca das configurações 2, 3 e 4, porém com o eixo deslocado $0,30\text{ m}$ à frente do centro de rotação da roda traseira.

Figura 15 – Configurações analisadas de 2 a 10, conforme Tab. 3.



Os cenários de simulação preditiva avaliam a locomoção com a CA no plano horizontal e em rampa ascendente com inclinação 4° , o mesmo valor de inclinação utilizado por Sasaki et al. (2015). Todas as configurações foram submetidas a uma velocidade média de $\bar{v} = 0,5 \text{ m/s}$ para locomoção na rampa ascendente e a velocidades médias de $\bar{v} = 0,5 \text{ m/s}$, $\bar{v} = 1,0 \text{ m/s}$ e

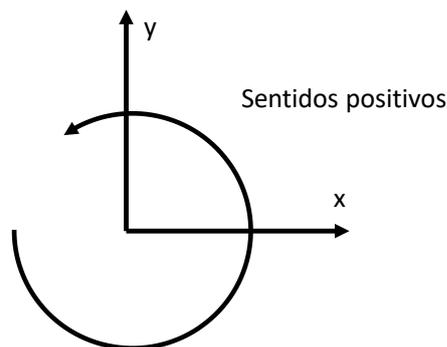
$\bar{v} = 1,25 \text{ m/s}$ para locomoção no plano. As simulações foram realizadas utilizando-se cinco relações de transmissão, $i = 1/2$, $i = 2/3$, $i = 1/1$, $i = 3/2$ e $i = 2/1$ (Equação 1). Considerando todas as combinações de parâmetros da CA e de condições de operação, chega-se a 150 cenários no plano horizontal e 50 cenários na rampa ascendente. Considerando ainda que estes cenários foram investigando utilizando os dois modelos propostos, momentos ideais e músculos equivalentes, chega-se ao número total de 400 cenários ou simulações preditivas.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo, serão apresentados e discutidos resultados obtidos para a configurações e cenários investigados. Em 60 dos 400 cenários não foi possível obter convergência, casos identificados com Simulação Sem Convergência (SSC). A tabela 4, é reproduzida aqui para facilitar a identificação das configurações analisadas.

Tabela 4 – Configurações da CA analisadas.

Configurações	Posição "Lax" do pivot	Posição "Lay" do pivot	Posição da mão "L1"
1	0,05 m	0,73 m	0,3 m
2			0,4 m
3			0,5 m
4			0,6 m
5	0,15 m		0,4 m
6			0,5 m
7			0,6 m
8	0,30 m		0,4 m
9			0,5 m
10			0,6 m



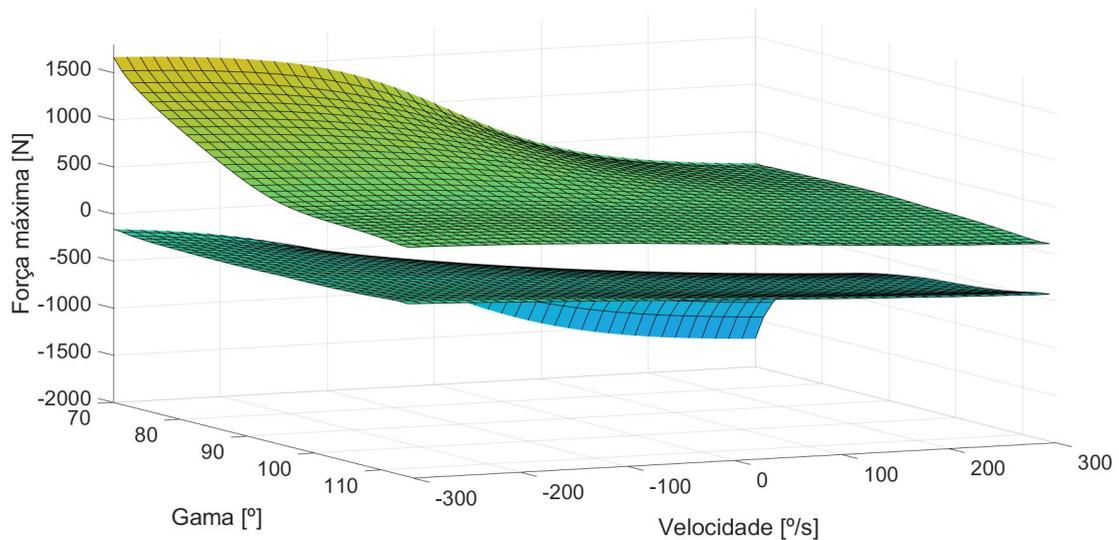
5.1 PROPRIEDADES INTRÍNSECAS DOS MÚSCULOS EQUIVALENTES

A capacidade de geração de força dos músculos equivalentes F_{maxeq} é descrita em função da posição angular γ e da velocidade angular da alavanca $\dot{\gamma}$ por meio de superfícies aproximadas. Estas superfícies representam o efeito das propriedades intrínsecas e da geometria do

sistema músculo-esquelético e de sua interação com a CA sobre a capacidade de aplicar força perpendicular a alavanca.

Foram geradas duas superfícies referentes aos dois músculos equivalentes, para cada configuração na Tabela 4. Uma superfície está atrelada a um momento positivo em relação ao eixo de rotação da alavanca e a outra, a um momento negativo, totalizando 10 pares de superfícies. Um exemplo de um destes pares de superfícies, referente à configuração 9, está representada na Figura 17. Cada superfície representa a capacidade de geração de força de um músculo equivalente na direção perpendicular à alavanca. O músculo responsável por gerar momento positivo está localizado na região de força máxima equivalente maior que zero, enquanto o músculo responsável por gerar momento negativo está localizado na região de força máxima negativa.

Figura 17 – Superfície de músculos equivalentes para configuração 9.



As superfícies foram obtidas por aproximação de uma nuvem de pontos obtidos a partir do modelo de referência. Cada superfície é gerada apenas uma vez para todas as simulações associadas a uma mesma configuração, mesma posição do centro de rotação da alavanca (L_{ax} e L_{ay}) e mesma posição das mãos na alavanca (L_1). Para cada nova configuração, um novo par de superfícies deve ser geradas visto que altera-se a geometria do sistema multicorpo.

Para gerar a nuvem de pontos foi utilizado uma discretização de 40 pontos na posição angular da alavanca, que é diretamente dependente da posição do centro de rotação da alavanca e 25 pontos para a velocidade angular, variando entre $-300^\circ/s$ até $300^\circ/s$. Para cada velocidade angular foi realizado o procedimento descrito na seção 4.1.2. Cada resultado descreve um perfil

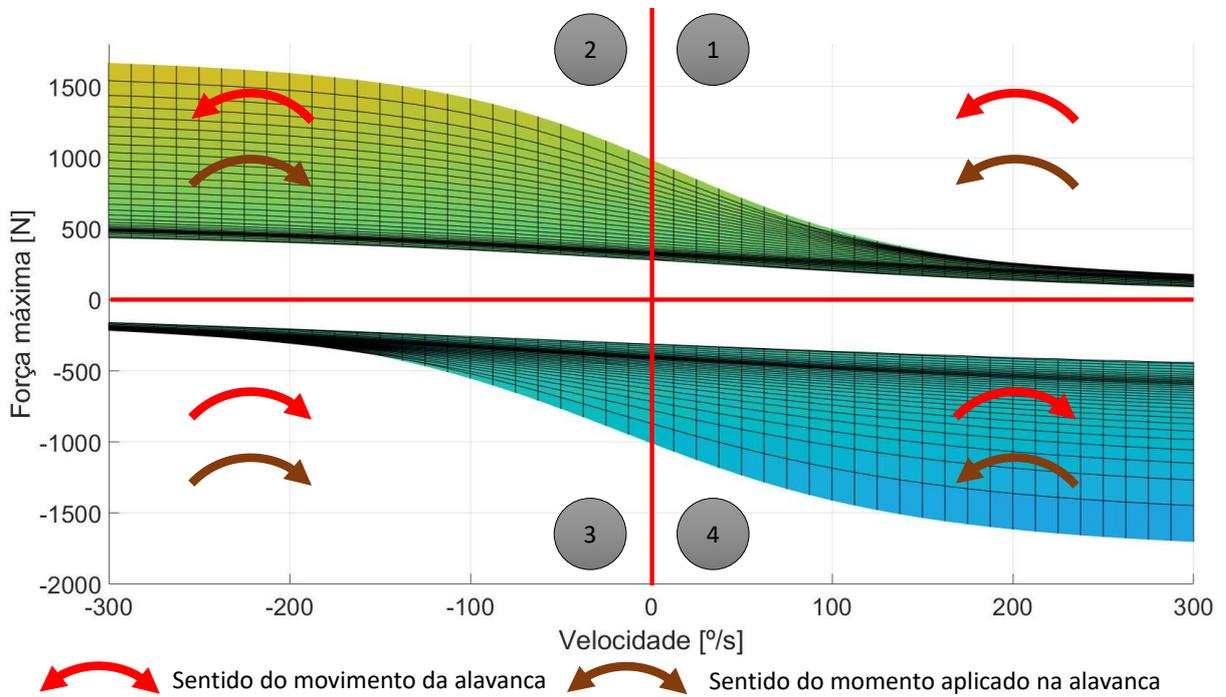
de força máxima equivalente para cada uma das 40 posições da alavanca de acordo com a velocidade angular.

Para utilizar estas superfícies em um problema de controle ótimo, é necessário que seja realizada a aproximação da nuvem de pontos por funções contínuas. Neste trabalho, utilizam-se polinômios de menor grau possível que resultem em Coeficiente de determinação (R^2) e Raiz quadrada do erro médio (RMSE) adequados. Os polinômios encontrados são de quinta ordem em γ e de terceira ordem em $\dot{\gamma}$ e são definidos por:

$$F_{eq}^{max}(\gamma, \dot{\gamma}) = C_1 + C_2\gamma + C_3\dot{\gamma} + C_4\gamma^2 + C_5\gamma\dot{\gamma} + C_6\dot{\gamma}^2 + C_7\gamma^3 + C_8\gamma^2\dot{\gamma} + C_9\gamma\dot{\gamma}^2 + C_{10}\dot{\gamma}^3 + C_{11}\gamma^4 + C_{12}\gamma^3\dot{\gamma} + C_{13}\gamma^2\dot{\gamma}^2 + C_{14}\gamma\dot{\gamma}^3 + C_{15}\gamma^5 + C_{16}\gamma^4\dot{\gamma} + C_{17}\gamma^3\dot{\gamma}^2 + C_{18}\gamma^2\dot{\gamma}^3 \quad (20)$$

Uma característica importante é a relação força-velocidade angular da alavanca, ilustrada pela vista da superfície na Figura 18, em que cada quadrante está associado a uma fase do ciclo de propulsão da CA. O ciclo se inicia na fase de propulsão no quadrante 3, com a ativação dos músculos responsáveis por aplicar trabalho positivo ao sistema (momento negativo e velocidade angular negativa, vide Figura 16 para convenção de sinais). Ao final da fase de propulsão, a alavanca é frenada em preparação para a fase de retorno e os músculos apresentam ação excêntrica de modo que o outro músculo equivalente antagonista é acionado no quadrante 2. Na fase 2, adentra-se o quadrante 1, quando a alavanca é acelerada para trás na fase de retorno (momento positivo e velocidade positiva) e a ação do músculo equivalente passa a ser concêntrica. Por fim, ao final da fase de retorno, a alavanca é novamente desacelerada em preparação para a próxima fase de propulsão, com ativação do músculo equivalente antagonista no quadrante 4.

Figura 18 – Superfícies representando a capacidade de geração de força dos músculos equivalentes positivo e negativo. Nesta vista lateral, evidencia-se a relação força-velocidade.



Esta força máxima de um músculo equivalente pode ser transformada em um torque máximo equivalente na alavanca em relação ao eixo de rotação, conforme:

$$T_{máximaeq}(\gamma, \dot{\gamma}) = 2F_{eq}(\gamma, \dot{\gamma})L1 \quad (21)$$

onde o fator 2 deve-se ao fato de o modelo proposto por Chadwick et al. (2014) apresentar apenas um membro acionador enquanto o modelo proposto neste trabalho apresenta dois membros acionadores. E $L1$ é a distância da mão, ponto de aplicação da força, ao eixo de rotação da alavanca.

Para cada músculo equivalente, a excitação neural \bar{u} controla a ativação \bar{a} por meio da dinâmica de ativação, Equação 16. A ativação, por sua vez, determina o torque na alavanca segundo:

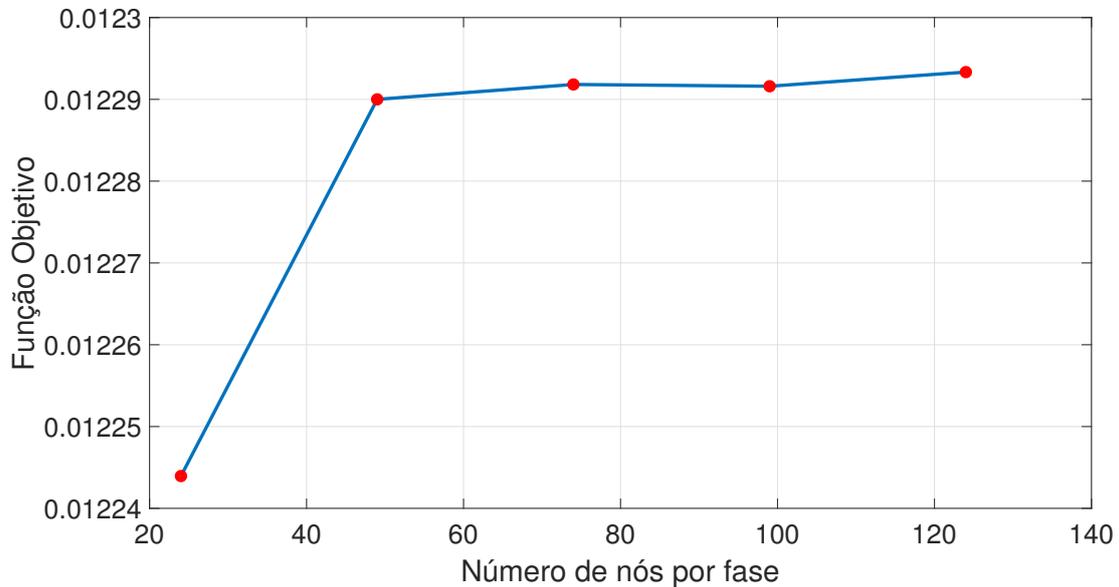
$$T_{final}(\gamma, \dot{\gamma}) = \bar{a} T_{eq}^{máxima}(\gamma, \dot{\gamma}). \quad (22)$$

5.2 ANÁLISE DE SENSIBILIDADE E CUSTO COMPUTACIONAL

Para determinar o número de nós adequado para a representação adequada da dinâmica do sistema cadeira de rodas e usuário durante a locomoção, realizou-se uma análise de sensibilidade. Para isso, foram testados 5 discretizações diferentes, conforme descrito no capítulo

4.1.2, e avaliados os valores da função custo para a configuração 2 com relação de transmissão $i = 2/3$ e velocidade média de $\bar{v} = 0,5 \text{ m/s}$ (Figura 19).

Figura 19 – Função objetivo versus número de nós utilizado.



Nota-se uma pequena diferença no valor da função custo para as 5 discretizações testadas. Embora um número de nós de 24 tenha levado aproximadamente ao mesmo valor da função objetivo que uma discretização com 124 nós por fase, nota-se convergência a partir de um número de nós de 49 por fase. As Figuras 20 e 21 mostram a semelhança entre os perfis de ativação dos dois músculos equivalentes ao longo do tempo, com 24 e 49 nós, respectivamente. Para garantir uma representação fidedigna da dinâmica, também em velocidades mais altas, optou-se pela adoção de 49 nós por fase.

Figura 20 – Perfis de ativação dos dois músculos equivalentes com uma discretização de 24 nós por fase.

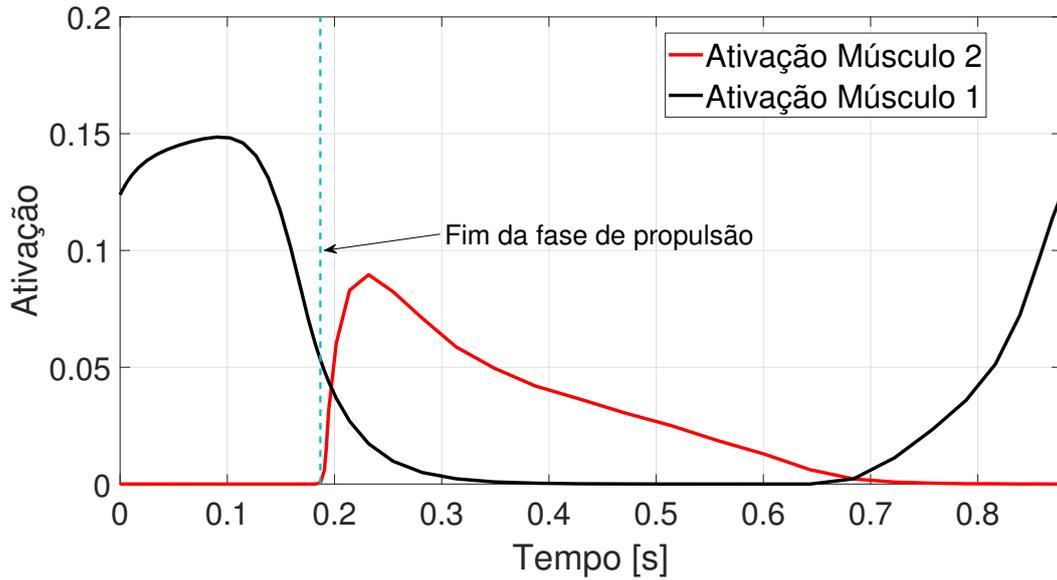
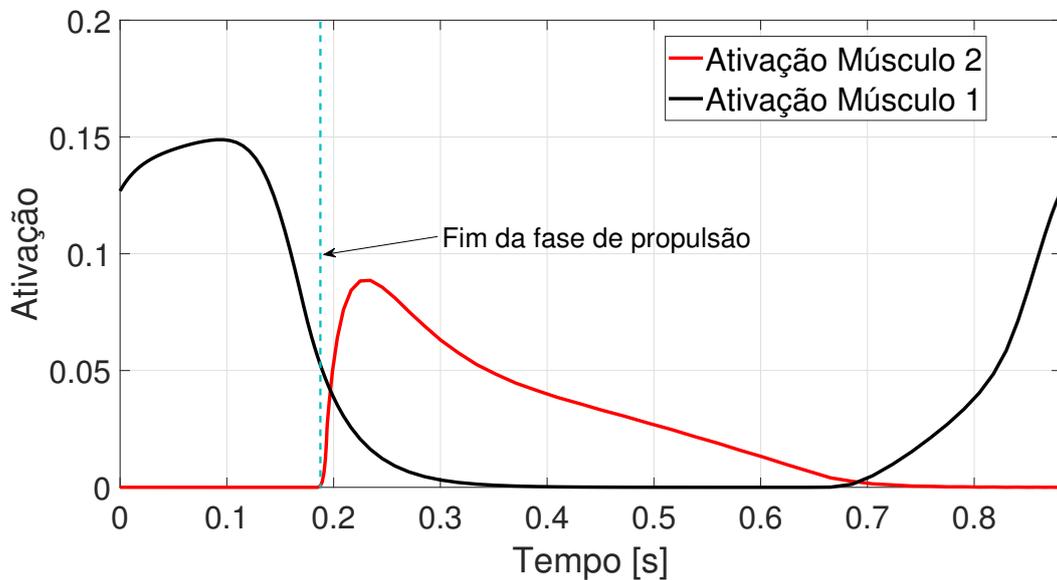


Figura 21 – Perfis de ativação dos dois músculos equivalentes com uma discretização de 49 nós por fase.



A média e a mediana para o tempo de solução das 360 simulações foram organizadas na Tabela 5. A adição das propriedades intrínsecas dos músculos aumentou o tempo médio de solução em 22,8%. Estas simulações foram realizadas em um computador com uma memória de 32,0 GB de RAM e processador Intel(R) Xeon(R) CPU E5-1650 v3 3.5 GHz.

Tabela 5 – Média e mediana dos tempos de *CPU* para as simulações com os dois modelos de utilizados.

	Músculos equivalentes $T_{me}[s]$	Momentos nas articulações $T_{ma}[s]$	Diferença $(T_{me} - T_{ma})/T_{ma}$
Média	15,6	12,7	22,8%
Mediana	14,7	11,6	26,7%

5.3 RESPOSTAS TÍPICAS

As simulações apresentadas nesta seção ilustram os padrões de locomoção obtidos pela solução do problema ótimo em regime permanente, utilizando os dois modelos, com músculos equivalentes e atuado por momentos articulares ideais.

5.3.1 Modelo acionado por momentos articulares ideais

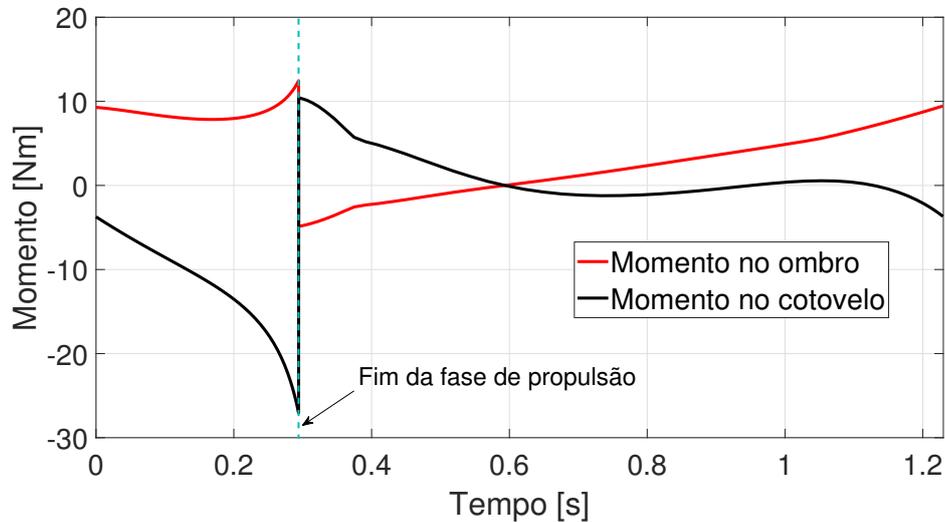
A Figura 22 representa um padrão típico da locomoção em regime permanente obtido por simulação preditiva da configuração 9 no plano horizontal, com $i = 3/2$, velocidade média $\bar{v} = 1,0 \text{ m/s}$ e com o acionamento por momentos articulares ideais. Assim como no acionamento anterior, durante a fase de propulsão (pontos pretos) observa-se o distanciamento crescente entre os pontos devido à aceleração da cadeira diante do trabalho positivo exercido na alavanca. No começo da fase de retorno, ainda existe uma aceleração representada pelo distanciamento dos pontos vermelhos. Ao fim da fase de retorno os pontos vermelhos voltam a se aproximar representando uma desaceleração.

Figura 22 – Resposta típica para a locomoção utilizando o modelo acionado por momentos articulares ideais, neste caso para a configuração 9 no plano horizontal, com $i = 3/2$ e velocidade média $\bar{v} = 1,0 \text{ m/s}$.

Animação gerada a partir do software matlab, fonte: Autor.

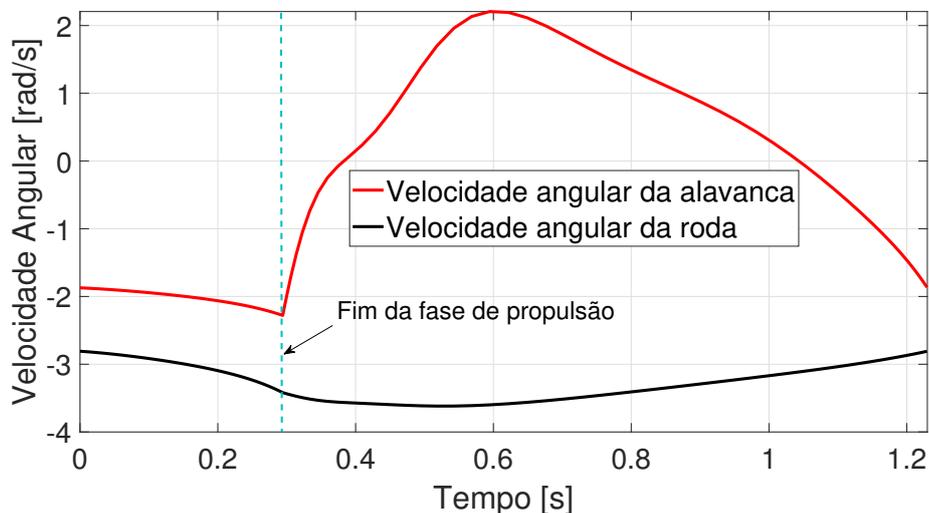
Neste tipo de acionamento, os momentos são aplicados diretamente nas articulações (Figura 23) e estão contemplados com controles na função objetivo (Equação ??). Próximo ao fim da fase de propulsão, ocorre um pico porque a região de maior ganho mecânico é favorecida, caracterizada pelo ângulo do cotovelo próximo a 0° . Durante a fase de retorno, existe uma grande demanda de torque devido à inércia dos corpos envolvidos e a necessidade de acelerá-los e desacelerá-los, assim como no modelo acionado por músculos equivalentes.

Figura 23 – Perfis dos momento articulares para a configuração 9 no plano horizontal, com $i = 3/2$ e velocidade média $\bar{v} = 1,0 \text{ m/s}$.



As velocidades angulares, da alavanca e da roda traseira da CA estão representados na Figura 24. A primeira etapa do ciclo é a fase de propulsão, em que a alavanca e a roda traseira estão acopladas. O fim da fase de propulsão é marcado pelo desacoplamento entre a alavanca e a roda traseira da CA e o surgimento de um novo GdL. Durante a fase de retorno, a CA continua em movimento por inércia e a alavanca deve retroceder em preparação para o novo ciclo. Da posição marcada pelo fim da fase de propulsão até o pico positivo da curva da velocidade angular da alavanca, a aceleração angular é positiva.

Figura 24 – Perfis de velocidades angulares da alavanca e rodas traseiras simuladas para a configuração 9 no plano horizontal, com $i = 3/2$, velocidade média $\bar{v} = 1,0 \text{ m/s}$ e acionamento por momentos articulares ideais.



O modelo acionado com momentos ideais nas articulações apresentam algumas características não fisiológicas, a primeira dela é o aumento abrupto do momento ao fim da fase de propulsão. Esta característica demonstra que em um curto espaço de tempo, o torque aumentou de maneira rápida sem nenhuma penalização. Outra característica não fisiológica é a descontinuidade ao fim da fase de propulsão, ou seja, no mesmo instante de tempo existem dois valores de momento. Estas características podem ser adicionadas com a abordagem dos músculos equivalentes, através da adição da relação força-velocidade, força-comprimento e dinâmica de ativação.

5.3.2 Modelo atuado por músculos equivalentes

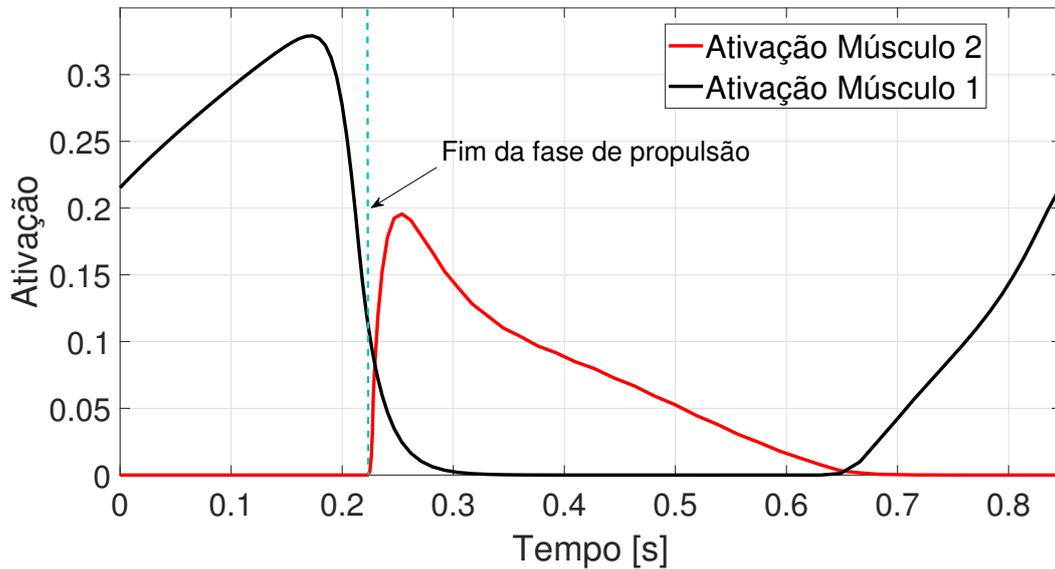
A Figura 25 representa um padrão típico da locomoção em regime permanente obtido por simulação preditiva da configuração 9 no plano horizontal, com $i = 3/2$ e velocidade média $\bar{v} = 1,0 \text{ m/s}$. Na fase de propulsão (pontos pretos), a alavanca se move para frente com a aplicação de trabalho e a aceleração da cadeira é positiva, o que é evidenciado pelo distanciamento crescente entre os pontos do ombro. É interessante notar que ocorre uma aceleração da cadeira no início da fase de retorno (pontos vermelhos) por conta do efeito da retração do sistema braço e alavanca. Ao fim do ciclo, os pontos ficam mais próximos devido à desaceleração da cadeira.

Figura 25 – Simulação preditiva para configuração 9 no plano horizontal, com $i = 3/2$ e velocidade média $\bar{v} = 1,0 \text{ m/s}$.

Animação gerada a partir do software matlab, fonte: Autor.

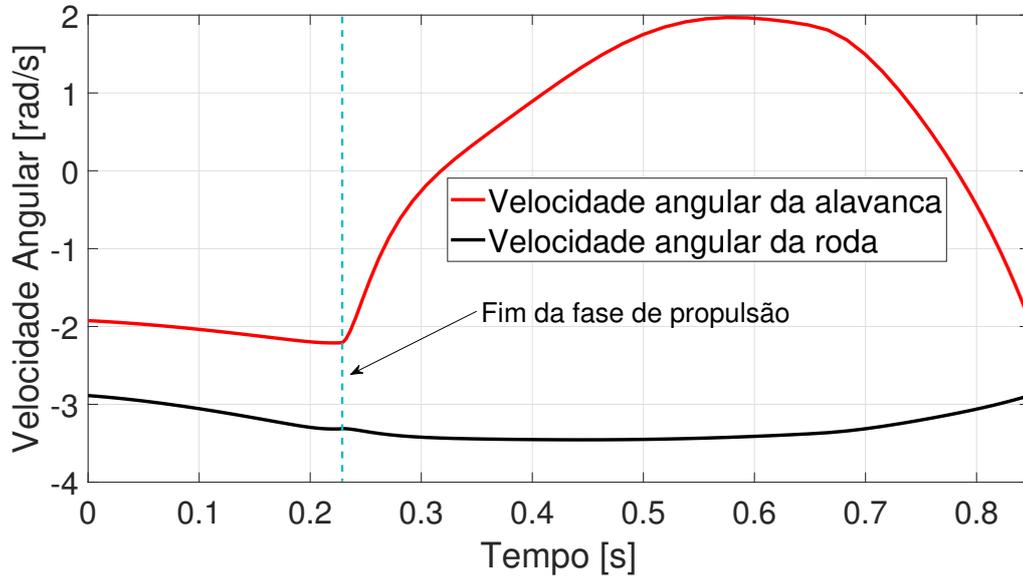
A Figura 26 representa um padrão típico do perfil de ativação durante a locomoção. O músculo equivalente 1 tem a função de gerar momento na alavanca no sentido horário e, consequentemente, é o principal responsável realização de trabalho positivo na fase de propulsão. A fase de propulsão termina na linha tracejada em azul, instante em que o músculo equivalente 2 passa a ser ativado. Este músculo é o responsável na fase de retorno pela desaceleração da alavanca logo após a fase de propulsão e depois pela sua aceleração durante o reposicionamento da alavanca. É notável que, mesmo na fase de retorno, em que a alavanca não está engrenada à roda traseira, a ativação muscular é expressiva e apresenta um pico de aproximadamente 20 % da capacidade total do músculo para essa condição. Nota-se também a ocorrência de cocontração entre os músculos equivalentes antagonistas na transição entre as fases de propulsão e de retorno. Isso ocorre devido à dinâmica de ativação e desativação presente neste modelo.

Figura 26 – Ativações dos músculos equivalentes na simulação preditiva para configuração 9 no plano horizontal, com $i = 3/2$ e velocidade média $\bar{v} = 1,0 \text{ m/s}$.



A Figura 27 mostra o perfil típico de velocidade angular da roda traseira da CA ao longo do ciclo completo. Durante a fase de propulsão, os movimentos são dependentes e mantêm entre si o valor da relação de transmissão, no caso $i = 3/2$. No fim da fase de propulsão, ocorre o desacoplamento entre as alavancas e as rodas traseiras e os movimentos se tornam independentes. A parte final da fase de retorno é caracterizada pela aceleração da alavanca até se atingir a velocidade angular correspondente ao acoplamento entre as rodas traseiras e a alavanca que se manterá durante a fase de propulsão do ciclo seguinte.

Figura 27 – Perfis de velocidade angular das rodas traseiras e das alavancas na simulação preditiva para configuração 9 no plano horizontal, com $i = 3/2$ e velocidade média $\bar{v} = 1,0 \text{ m/s}$.



5.4 LOCOMOÇÃO NA HORIZONTAL

5.4.1 Modelo acionado por momentos articulares ideais

De maneira similar, foi também analisado o desempenho de cada configuração com o modelo acionado por momentos articulares ideais. A Tabela 6 reporta os valores da função objetivo para todas as configurações, todas as relações de transmissão, velocidades médias de $0,5 \text{ m/s}$, $1,0 \text{ m/s}$ e $1,25 \text{ m/s}$ e locomoção no plano horizontal com o modelo acionado por momento articulares ideais.

Tabela 6 – Valores da função objetivo para o modelo acionado por momentos articulares ideais com locomoção no plano horizontal e velocidades média de 0,5 m/s, 1,0 m/s e 1,25 m/s.

v = 0,5 m/s e inclinação = 0°										
Lax = 0,05 m				Lax = 0,15 m			Lax = 0,3 m			
Config. 1 L1 = 0,3 m	Config. 2 L1 = 0,4 m	Config. 3 L1 = 0,5 m	Config. 4 L1 = 0,6 m	Config. 5 L1 = 0,4 m	Config. 6 L1 = 0,5 m	Config. 7 L1 = 0,6 m	Config. 8 L1 = 0,4 m	Config. 9 L1 = 0,5 m	Config. 10 L1 = 0,6 m	
i = 1:2	28,11	22,18	18,97	18,55	22,81	19,36	19,16	25,55	21,99	21,00
i = 2:3	24,40	18,83	15,88	14,82	19,59	16,25	15,26	22,04	18,22	16,60
i = 1:1	22,54	17,52	14,73	12,98	18,13	15,14	13,29	21,44	16,69	14,29
i = 3:2	23,32	18,32	15,57	13,69	18,77	15,85	13,90	20,62	16,96	14,67
i = 2:1	25,13	19,89	17,05	15,20	20,24	17,25	15,32	21,80	18,10	15,83

v = 1,0 m/s e inclinação = 0°										
Lax = 0,05 m				Lax = 0,15 m			Lax = 0,3 m			
Config. 1 L1 = 0,3 m	Config. 2 L1 = 0,4 m	Config. 3 L1 = 0,5 m	Config. 4 L1 = 0,6 m	Config. 5 L1 = 0,4 m	Config. 6 L1 = 0,5 m	Config. 7 L1 = 0,6 m	Config. 8 L1 = 0,4 m	Config. 9 L1 = 0,5 m	Config. 10 L1 = 0,6 m	
i = 1:2	(SSC)	(SSC)								
i = 2:3	146,25	116,70	99,22	99,73	118,29	100,55	102,87	131,77	114,00	111,53
i = 1:1	117,51	89,59	75,10	70,64	92,53	76,56	72,55	102,97	85,13	78,12
i = 3:2	109,35	83,73	69,79	61,82	86,62	71,42	63,18	98,64	78,20	67,57
i = 2:1	111,50	86,07	72,32	63,06	88,38	73,77	64,19	98,17	79,52	68,20

v = 1,25 m/s e inclinação = 0°										
Lax = 0,05 m				Lax = 0,15 m			Lax = 0,3 m			
Config. 1 L1 = 0,3 m	Config. 2 L1 = 0,4 m	Config. 3 L1 = 0,5 m	Config. 4 L1 = 0,6 m	Config. 5 L1 = 0,4 m	Config. 6 L1 = 0,5 m	Config. 7 L1 = 0,6 m	Config. 8 L1 = 0,4 m	Config. 9 L1 = 0,5 m	Config. 10 L1 = 0,6 m	
i = 1:2	(SSC)	(SSC)								
i = 2:3	(SSC)	(SSC)								
i = 1:1	207,24	159,78	134,27	129,51	163,63	136,42	133,14	181,61	152,46	143,33
i = 3:2	185,04	140,44	116,73	105,51	145,83	119,22	107,94	162,99	130,94	115,54
i = 2:1	184,15	141,04	117,92	103,08	145,32	120,59	105,10	163,33	131,17	111,95

Assim como no modelo com propulsão acionado por músculos equivalentes, a configuração 1 apresentou maiores valores de função objetivo do que as demais configurações. Porém, nota-se que valores maiores $L1$ são mais favoráveis com este modelo em comparação com o modelo com músculos equivalentes. Isto se deve ao fato de este modelo não considerar a relação força-velocidade, de modo que contrações rápidas dos músculos não são penalizadas em termos de perda da capacidade de geração de força.

Mesmo com as limitações expostas, este modelo também indica, assim como as simulações com o modelo com músculos equivalentes, que posições mais anteriores do centro de rotação da alavanca causam esforço muscular maior. Este resultado é consistente com as observações de Fiok e Mróz (2015).

A Tabela 7 reporta os valores de cadência para todas as configurações, todas as relações de transmissão, velocidades médias de 0,5 m/s, 1,0 m/s e 1,25 m/s e locomoção no plano horizontal com o modelo acionado por momentos articulares ideais.

Tabela 7 – Cadência, em ciclos/s, para o modelo acionado por momentos articulares ideais com locomoção no plano horizontal e velocidades média de 0,5 m/s, 1,0 m/s e 1,25 m/s.

v = 0,5 m/s e inclinação = 0°										
	Lax = 0,05 m			Lax = 0,15 m			Lax = 0,3 m			
	Config. 1 L1 = 0,3 m	Config. 2 L1 = 0,4 m	Config. 3 L1 = 0,5 m	Config. 4 L1 = 0,6 m	Config. 5 L1 = 0,4 m	Config. 6 L1 = 0,5 m	Config. 7 L1 = 0,6 m	Config. 8 L1 = 0,4 m	Config. 9 L1 = 0,5 m	Config. 10 L1 = 0,6 m
i = 1:2	0,97	0,88	0,78	0,89	0,82	0,75	0,86	0,79	0,70	0,77
i = 2:3	1,06	0,86	0,77	0,89	0,80	0,73	0,86	0,76	0,69	0,76
i = 1:1	1,22	0,95	0,77	0,85	0,96	0,69	0,82	0,69	0,77	0,73
i = 3:2	1,41	1,12	0,95	0,84	1,13	0,95	0,85	1,17	0,97	0,85
i = 2:1	1,61	1,28	1,10	0,97	1,29	1,10	0,97	1,33	1,11	0,97

v = 1,0 m/s e inclinação = 0°										
	Lax = 0,05 m			Lax = 0,15 m			Lax = 0,3 m			
	Config. 1 L1 = 0,3 m	Config. 2 L1 = 0,4 m	Config. 3 L1 = 0,5 m	Config. 4 L1 = 0,6 m	Config. 5 L1 = 0,4 m	Config. 6 L1 = 0,5 m	Config. 7 L1 = 0,6 m	Config. 8 L1 = 0,4 m	Config. 9 L1 = 0,5 m	Config. 10 L1 = 0,6 m
i = 1:2	(SSC)									
i = 2:3	1,12	0,98	0,86	0,93	0,93	0,84	0,88	0,90	0,77	0,81
i = 1:1	1,24	1,05	0,93	1,05	0,96	0,87	1,02	0,91	0,83	0,90
i = 3:2	1,44	1,12	0,91	1,05	1,13	0,86	1,02	1,18	0,81	0,90
i = 2:1	1,61	1,28	1,09	1,01	1,28	1,08	1,00	1,33	1,08	0,94

v = 1,25 m/s e inclinação = 0°										
	Lax = 0,05 m			Lax = 0,15 m			Lax = 0,3 m			
	Config. 1 L1 = 0,3 m	Config. 2 L1 = 0,4 m	Config. 3 L1 = 0,5 m	Config. 4 L1 = 0,6 m	Config. 5 L1 = 0,4 m	Config. 6 L1 = 0,5 m	Config. 7 L1 = 0,6 m	Config. 8 L1 = 0,4 m	Config. 9 L1 = 0,5 m	Config. 10 L1 = 0,6 m
i = 1:2	(SSC)									
i = 2:3	(SSC)									
i = 1:1	1,22	1,11	0,98	1,09	1,01	0,91	1,05	0,98	0,87	0,93
i = 3:2	1,45	1,11	0,98	1,13	1,12	0,93	1,10	0,96	0,88	0,97
i = 2:1	1,63	1,28	1,07	1,11	1,28	1,06	1,08	1,33	1,06	0,96

A relação entre cadência e relação de transmissão para o modelo acionado por momentos articulares ideais é oposta à encontrada com o modelo acionado por músculos equivalentes e reportada por Sasaki et al. (2015). Para este modelo, menores relações de transmissão levaram a cadências menores e não maiores. Este fato está atrelado ao encurtamento da fase de propulsão com altos torques e torques nulos e longos durante a fase de retorno, fazendo com que o sistema funcione como um pêndulo.

5.4.2 Modelo acionado por músculos equivalentes

Uma maneira de comparar o desempenho de cada configuração é analisar a função objetivo (Equação ??) do modelo acionado por músculos equivalentes, uma vez que, esta é diretamente relacionada às ativações e, portanto, ao esforço físico. Ou seja, um valor menor da função objetivo significa um menor esforço físico. A Tabela 8 agrupa as respostas da função objetivo para todas as configurações, todas as relações de transmissão, velocidades média de 0,5 m/s,

1,0 m/s e 1,25 m/s e locomoção no plano horizontal. Não foi possível obter convergência durante a otimização para os cenários com relação de transmissão $i = 1/2$ para velocidade média de 1,0 m/s e relações de transmissão $i = 1/2$ e $i = 2/3$ para velocidade média de 1,25 m/s. O principal motivo para que não houvesse convergência foram as altas velocidades angulares da alavanca e dos membros superiores nestas condições.

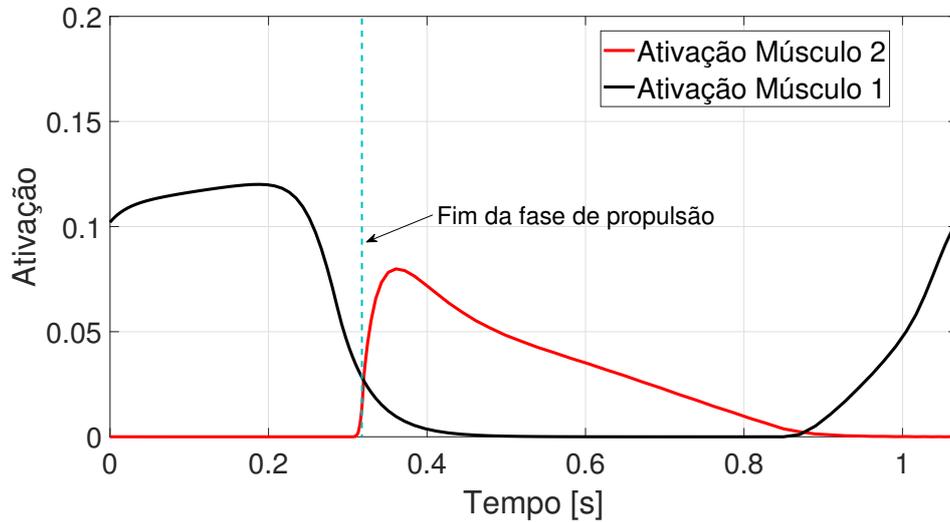
Tabela 8 – Valores da função objetivo para o modelo acionado por músculos equivalentes com locomoção no plano horizontal e velocidades média de 0,5 m/s, 1,0 m/s e 1,25 m/s.

v = 0,5 m/s e inclinação = 0°										
Lax = 0,05 m				Lax = 0,15 m			Lax = 0,3 m			
Config. 1 L1 = 0,3 m	Config. 2 L1 = 0,4 m	Config. 3 L1 = 0,5 m	Config. 4 L1 = 0,6 m	Config. 5 L1 = 0,4 m	Config. 6 L1 = 0,5 m	Config. 7 L1 = 0,6 m	Config. 8 L1 = 0,4 m	Config. 9 L1 = 0,5 m	Config. 10 L1 = 0,6 m	
i = 1:2	0,01916	0,01582	0,01686	0,02852	0,01807	0,01848	0,02780	0,03668	0,03939	0,03280
i = 2:3	0,01647	0,01229	0,01282	0,02105	0,01432	0,01389	0,02134	0,02646	0,02946	0,02299
i = 1:1	0,01588	0,01047	0,01036	0,01566	0,01256	0,01110	0,01559	0,02040	0,02196	0,01606
i = 3:2	0,01897	0,01125	0,01045	0,01447	0,01385	0,01113	0,01422	0,01967	0,02068	0,01415
i = 2:1	0,02424	0,01345	0,01197	0,01568	0,01682	0,01269	0,01532	0,02253	0,02265	0,01493
v = 1,0 m/s e inclinação = 0°										
Lax = 0,05 m				Lax = 0,15 m			Lax = 0,3 m			
Config. 1 L1 = 0,3 m	Config. 2 L1 = 0,4 m	Config. 3 L1 = 0,5 m	Config. 4 L1 = 0,6 m	Config. 5 L1 = 0,4 m	Config. 6 L1 = 0,5 m	Config. 7 L1 = 0,6 m	Config. 8 L1 = 0,4 m	Config. 9 L1 = 0,5 m	Config. 10 L1 = 0,6 m	
i = 1:2	(SSC)	(SSC)								
i = 2:3	0,02405	0,02350	0,02315	0,03238	0,02639	0,02601	0,03436	0,04421	0,05422	0,03844
i = 1:1	0,02045	0,01712	0,01772	0,02712	0,01876	0,01971	0,02782	0,03710	0,03986	0,03195
i = 3:2	0,02051	0,01431	0,01439	0,02204	0,01678	0,01568	0,02212	0,02874	0,02945	0,02440
i = 2:1	0,02243	0,01436	0,01390	0,02008	0,01721	0,01499	0,01994	0,02850	0,02685	0,02119
v = 1,25 m/s e inclinação = 0°										
Lax = 0,05 m				Lax = 0,15 m			Lax = 0,3 m			
Config. 1 L1 = 0,3 m	Config. 2 L1 = 0,4 m	Config. 3 L1 = 0,5 m	Config. 4 L1 = 0,6 m	Config. 5 L1 = 0,4 m	Config. 6 L1 = 0,5 m	Config. 7 L1 = 0,6 m	Config. 8 L1 = 0,4 m	Config. 9 L1 = 0,5 m	Config. 10 L1 = 0,6 m	
i = 1:2	(SSC)	(SSC)								
i = 2:3	(SSC)	(SSC)								
i = 1:1	0,02199	0,01950	0,01980	0,02979	0,02204	0,02231	0,03105	0,04358	0,05107	0,03580
i = 3:2	0,02221	0,01666	0,01708	0,02415	0,01778	0,01736	0,02450	0,03534	0,03689	0,02826
i = 2:1	0,02318	0,01576	0,01570	0,02070	0,01857	0,01712	0,02135	0,03124	0,03159	0,02376

Para todas as velocidades médias, a configuração que gerou menor esforço físico para o usuário foi a configuração 3, com as relações de transmissão mais favoráveis variando com a velocidade, $i = 1/1$ para $v = 0,5 m/s$, entre $i = 3/2$ e $i = 2/1$ para $v = 1,0 m/s$ e $i = 2/1$ para $v = 1,25 m/s$. Portanto, a relação de transmissão mais adequada aumenta com o aumento da velocidade de locomoção. A Figura 28 apresenta o perfil de ativação para o conjunto (configuração e relação de transmissão) que apresentou o menor esforço muscular para a velocidade de $v = 0,5 m/s$ na horizontal, configuração 3 e relação de transmissão $i = 1/1$. Observa-se que a ativação do músculo 2 é substancial no início da fase de retorno, para desaceleração da alavanca e membros superiores e o reposicionamento da alavanca. Nota-

se ainda que, o músculo 1 apresenta elevada ativação ao final da fase de retorno para aceleração da alavanca até o acoplamento em preparação para próxima fase de propulsão.

Figura 28 – Perfil de ativação da configuração 3 com relação de transmissão $i = 1/1$ e velocidade média $v = 0,5 \text{ m/s}$.



Outro importante resultado está na comparação das respostas da função objetivo da configuração 1, que se aproxima da locomoção com cadeira de rodas com propulsão por aros, com as demais configurações. Nota-se que a configuração 1 leva a um maior esforço muscular do que as configurações 2 e 3, um resultado que indica a superioridade da propulsão por alavancas frente à propulsão por aros e corrobora com os resultados encontrados por Sasaki et al. (2015). Outras configurações como a 5 e a 6 também apresentaram menores valores da função objetivos do que a configuração 1 em algumas relações de transmissão.

Nota-se ainda um aumento do valor da função objetivo com o aumento do valor de Lax , ou seja, quanto mais próximo o centro de rotação do pivot estiver do centro de rotação da roda traseira, menor será o esforço físico exigido. Este resultado é consistente com o encontrado por Fiok e Mróz (2015) em seus experimentos sobre o efeito da posição do centro de rotação da alavanca.

Ainda comparando a locomoção de uma CA (Configurações 2 até 10), este trabalho mostrou que, para locomoção no plano horizontal, ao posicionar a mão na parte superior da alavanca ($L1 = 0,6 \text{ m}$) obteve-se maiores valores da função objetivo, para todas as velocidades médias independentemente da relação de transmissão e da posição horizontal do centro de rotação da alavanca.

Os valores da função objetivo na Tabela 8 são consistentemente maiores para as relações de transmissão inferiores. Quanto menor a relação de transmissão, maior a velocidade angular da alavanca ($\dot{\gamma}$) em relação a velocidade angular da roda traseira da CA (ω_{roda}) e, portanto, maior é a velocidade de extensão muscular e menor a capacidade do músculo de gerar força concêntrica durante a fase de propulsão. Isso tende a ocasionar maiores ativações musculares nesta relação de transmissão.

A Tabela 9 reporta a cadência (*ciclo/s*) resultante da locomoção do usuário no plano horizontal para todas as configurações, todas as relações de transmissão e velocidades médias 0,5 m/s, 1,0 m/s e 1,25 m/s.

Tabela 9 – Cadência obtida nas simulações para o modelo acionado por músculos equivalentes na locomoção no plano horizontal em velocidades médias de 0,5 m/s, 1,0 m/s e 1,25 m/s.

v = 0,5 m/s e inclinação = 0°										
Lax = 0,05 m				Lax = 0,15 m			Lax = 0,3 m			
Config. 1 L1 = 0,3 m	Config. 2 L1 = 0,4 m	Config. 3 L1 = 0,5 m	Config. 4 L1 = 0,6 m	Config. 5 L1 = 0,4 m	Config. 6 L1 = 0,5 m	Config. 7 L1 = 0,6 m	Config. 8 L1 = 0,4 m	Config. 9 L1 = 0,5 m	Config. 10 L1 = 0,6 m	
i = 1:2	1,22	1,18	1,06	1,14	1,04	1,01	1,19	1,10	1,00	1,24
i = 2:3	1,21	1,14	1,02	1,14	1,01	0,96	1,15	1,05	0,94	1,16
i = 1:1	1,13	1,06	0,94	1,08	0,94	0,88	1,07	0,92	0,88	1,03
i = 3:2	0,97	0,93	0,84	0,98	0,83	0,78	0,98	0,78	0,82	0,90
i = 2:1	0,83	0,82	0,75	0,89	0,72	0,69	0,88	0,67	0,78	0,81
v = 1,0 m/s e inclinação = 0°										
Lax = 0,05 m				Lax = 0,15 m			Lax = 0,3 m			
Config. 1 L1 = 0,3 m	Config. 2 L1 = 0,4 m	Config. 3 L1 = 0,5 m	Config. 4 L1 = 0,6 m	Config. 5 L1 = 0,4 m	Config. 6 L1 = 0,5 m	Config. 7 L1 = 0,6 m	Config. 8 L1 = 0,4 m	Config. 9 L1 = 0,5 m	Config. 10 L1 = 0,6 m	
i = 1:2	(SSC)	(SSC)								
i = 2:3	1,39	1,41	1,21	1,21	1,25	1,19	1,21	1,27	1,16	1,25
i = 1:1	1,51	1,41	1,25	1,40	1,26	1,19	1,39	1,37	1,24	1,45
i = 3:2	1,42	1,33	1,18	1,35	1,18	1,10	1,34	1,29	1,18	1,30
i = 2:1	1,30	1,24	1,10	1,28	1,10	1,02	1,27	1,13	1,13	1,19
v = 1,25 m/s e inclinação = 0°										
Lax = 0,05 m				Lax = 0,15 m			Lax = 0,3 m			
Config. 1 L1 = 0,3 m	Config. 2 L1 = 0,4 m	Config. 3 L1 = 0,5 m	Config. 4 L1 = 0,6 m	Config. 5 L1 = 0,4 m	Config. 6 L1 = 0,5 m	Config. 7 L1 = 0,6 m	Config. 8 L1 = 0,4 m	Config. 9 L1 = 0,5 m	Config. 10 L1 = 0,6 m	
i = 1:2	(SSC)	(SSC)								
i = 2:3	(SSC)	(SSC)								
i = 1:1	1,65	1,57	1,41	1,44	1,40	1,33	1,47	1,45	1,24	1,54
i = 3:2	1,56	1,47	1,31	1,53	1,33	1,27	1,52	1,46	1,31	1,51
i = 2:1	1,47	1,38	1,23	1,49	1,23	1,15	1,46	1,36	1,26	1,39

Quanto maior a cadência, maior é o número de ciclos que o usuário realiza por unidade de tempo. A cadência é maior para relações de transmissão menores pois a frequência de repetição é maior para a mesma velocidade média da cadeira. Estes resultados são consistentes com os resultados reportados por Sasaki et al. (2015) que realizou estudos sobre a cadência em

locomoção com cadeiras de rodas com propulsão por aros e CA com diferentes tipos de relações de transmissão.

Comparando a configuração 1 (locomoção aproximada de uma cadeira de rodas com propulsão por aros) com a configuração 3 (configuração que gerou menor esforço físico, vide Tabela 8), foi observada uma menor cadência para a configuração 3 em todas as relações de transmissão. Portanto, a CA gerou o menor esforço muscular e menor frequência de propulsão para locomoção no plano horizontal do que a cadeira de rodas com propulsão por aros, o que novamente reforça a superioridade da primeira em relação a segunda.

5.5 LOCOMOÇÃO NA RAMPA

5.5.1 Modelo acionado por momentos articulares ideais

A Tabela 10 reporta valores da função objetivo para o modelo acionado por momentos articulares ideais em locomoção ascendentes em uma rampa com inclinação de 4° e velocidade média de $0,5 \text{ m/s}$.

Tabela 10 – Valor da função objetivo para modelo acionado por momentos articulares ideais, com locomoção no plano inclinado à 4° e velocidade média de $0,5 \text{ m/s}$.

$v = 0,5 \text{ m/s}$ e inclinação = 4°										
	$Lax = 0,05 \text{ m}$				$Lax = 0,15 \text{ m}$			$Lax = 0,3 \text{ m}$		
	Config. 1 L1 = 0,3 m	Config. 2 L1 = 0,4 m	Config. 3 L1 = 0,5 m	Config. 4 L1 = 0,6 m	Config. 5 L1 = 0,4 m	Config. 6 L1 = 0,5 m	Config. 7 L1 = 0,6 m	Config. 8 L1 = 0,4 m	Config. 9 L1 = 0,5 m	Config. 10 L1 = 0,6 m
$i = 1:2$	183,74	146,59	125,06	112,66	153,20	129,38	116,56	179,14	147,03	128,98
$i = 2:3$	173,45	138,59	118,70	104,10	143,66	122,41	107,16	163,35	135,84	117,21
$i = 1:1$	176,04	141,69	122,33	108,65	145,29	124,79	110,52	159,50	133,84	117,16
$i = 3:2$	193,48	156,72	136,72	123,72	159,33	138,27	124,66	170,29	144,43	128,43
$i = 2:1$	214,26	173,13	151,48	137,68	175,21	152,50	138,14	184,80	157,25	140,65

De maneira análoga aos resultados com o acionamento por músculos equivalentes, os valores da função objetivo para a locomoção no plano inclinado com acionamento por momentos articulares ideais são maiores quando comparados com a locomoção na horizontal. Porém, devido à ausência das propriedades intrínsecas dos músculos (relações força-velocidade e força-comprimento), as configurações com melhores desempenhos estão localizadas nas regiões com uma posição das mãos na parte superior da alavanca, configurações 4, 7 e 10.

Para este modelo, a cadeira de rodas com propulsão por aros mostrou desempenho inferior, assim como para o modelo com músculos equivalentes. Os menores valores da função objetivo estão atrelados a menores relações de transmissão, com a melhor sendo $i = 2/3$.

As cadências seguem a mesma tendência das respostas encontradas para a locomoção no plano horizontal com acionamento do modelo por momentos articulares ideais, porém, com valores mais elevados. Relações de transmissão menores levam a cadência menores, em oposição ao padrão de variação observado para o modelo com músculos equivalentes. A posição do centro de rotação da alavanca não alterou expressivamente a cadência, mas valores menores de cadência são encontrados quando o centro de rotação da alavanca está posicionado mais anteriormente.

Tabela 11 – Cadência para o modelo acionado por momentos articulares ideais durante locomoção no plano inclinado à 4° e velocidade média de $0,5 \text{ m/s}$.

$v = 0,5 \text{ m/s}$ e inclinação = 4°										
Lax = 0,05 m				Lax = 0,15 m			Lax = 0,3 m			
Config. 1 L1 = 0,3 m	Config. 2 L1 = 0,4 m	Config. 3 L1 = 0,5 m	Config. 4 L1 = 0,6 m	Config. 5 L1 = 0,4 m	Config. 6 L1 = 0,5 m	Config. 7 L1 = 0,6 m	Config. 8 L1 = 0,4 m	Config. 9 L1 = 0,5 m	Config. 10 L1 = 0,6 m	
i = 1:2	2,00	1,57	1,28	1,49	1,59	1,21	1,46	1,69	1,15	1,30
i = 2:3	2,16	1,72	1,46	1,40	1,74	1,46	1,36	1,82	1,48	1,22
i = 1:1	2,49	1,99	1,70	1,48	2,01	1,70	1,49	2,08	1,73	1,50
i = 3:2	3,04	2,44	2,12	1,93	2,45	2,11	1,91	2,51	2,11	1,87
i = 2:1	3,61	2,91	2,55	2,35	2,91	2,54	2,33	2,96	2,51	2,27

As considerações sobre as características não fisiológicas durante a locomoção no plano horizontal se mantêm durante a locomoção no plano inclinado, sendo necessário a utilização da abordagem que contempla as propriedades intrínsecas do sistema músculo-esquelético.

5.5.2 Modelo acionado por músculos equivalentes

A Tabela 12 reporta os valores da função objetivo para o modelo acionado por músculos equivalentes, locomoção em uma rampa com inclinação de 4° e velocidade média de $0,5 \text{ m/s}$. As velocidades maiores não seriam realistas em uma rampa com esta inclinação.

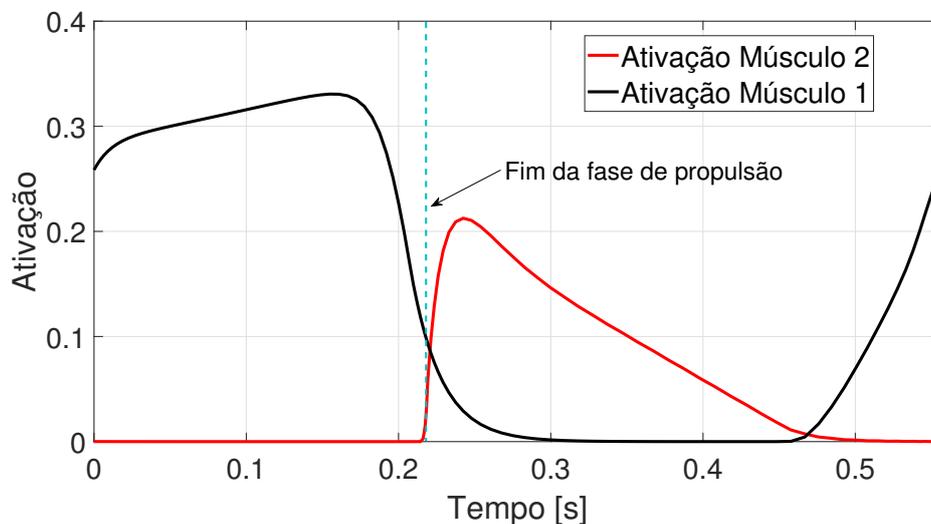
Tabela 12 – Valores da função objetivo para o modelo acionado por músculos equivalentes com locomoção no plano inclinado à 4° e velocidade média de $0,5 \text{ m/s}$.

$v = 0,5 \text{ m/s}$ e inclinação = 4°										
Lax = 0,05 m				Lax = 0,15 m			Lax = 0,3 m			
Config. 1 L1 = 0,3 m	Config. 2 L1 = 0,4 m	Config. 3 L1 = 0,5 m	Config. 4 L1 = 0,6 m	Config. 5 L1 = 0,4 m	Config. 6 L1 = 0,5 m	Config. 7 L1 = 0,6 m	Config. 8 L1 = 0,4 m	Config. 9 L1 = 0,5 m	Config. 10 L1 = 0,6 m	
i = 1:2	0,12614	0,10500	0,11745	0,16839	0,12241	0,13361	0,17645	0,23931	0,27804	0,23035
i = 2:3	0,12753	0,09374	0,10079	0,14354	0,11134	0,11266	0,14717	0,20167	0,22344	0,18261
i = 1:1	0,15324	0,09734	0,09624	0,12958	0,11905	0,10544	0,12989	0,18819	0,19506	0,14775
i = 3:2	0,22200	0,12568	0,11452	0,14487	0,15767	0,12373	0,14309	0,22488	0,21493	0,15140
i = 2:1	0,31624	0,16824	0,14604	0,17802	0,21392	0,15661	0,17461	0,29121	0,26086	0,17745

Comparando as respostas de função objetivo da locomoção na horizontal com a mesma velocidade média de $0,5 \text{ m/s}$ (Tabela 8) com a locomoção na rampa, é possível notar um grande aumento nos valores da função objetivo em todas as configurações e relações de transmissão. Este fato reflete o elevado esforço físico necessário durante a ascensão de uma rampa com cadeiras de rodas manuais.

A configuração que gerou menor esforço nesta condição, foi a configuração 2 com relação de transmissão $i = 2/3$, enquanto que a configuração que gerou maior esforço foi a configuração 1 com relação de transmissão $i = 2/1$. O perfil de ativação para esta combinação de configuração e relação de transmissão é representado pela Figura 29. Em comparação com a locomoção simulada na mesma velocidade no plano horizontal (Figura 28), este perfil apresenta ativações substancialmente maiores, uma duração da fase de propulsão semelhante e uma fase de retorno mais curta. As elevadas ativações na fase de retorno, são devidas às altas acelerações associadas à curta duração desta fase.

Figura 29 – Perfil de ativação da configuração 2 com relação de transmissão $i = 2 : 3$ e velocidade média $v = 0,5 \text{ m/s}$.



A configuração 3 obteve o menor esforço físico no plano horizontal e, é o segundo melhor desempenho para a locomoção em plano inclinado. Portanto, pode-se especular que, esta configuração é uma candidata para ser utilizada em uma CA.

A configuração 1, que se assemelha à locomoção com cadeira de rodas com propulsão por aros, obteve desempenho inferior àquele para as configurações 2, 3, 5 e 6. As configurações com posicionamento anterior do centro de rotação da alavanca levam a uma piora no desempenho, assim como para a locomoção no plano horizontal.

Observa-se que a cadência aumenta com a diminuição da relação de transmissão (Tabela 13), resultado corroborado pelos dados reportados por Sasaki et al. (2015) que avaliou a cadência durante a locomoção com a CA em rampa. Considerando as configurações de 2 até 10, e as posições de centro de rotação da alavanca mais posteriores, $Lax = 0,05\text{ m}$ e $Lax = 0,15\text{ m}$, é possível afirmar que a posição da mão que gera menor cadência é aquela para $L1 = 0,5\text{ m}$, que corresponde às configurações 3 e 6.

Tabela 13 – Cadência, em ciclos/s, para o modelo acionado por músculos equivalentes com locomoção no plano inclinado à 4° e velocidade média de $0,5\text{ m/s}$.

$v = 0,5\text{ m/s}$ e inclinação = 4°										
$Lax = 0,05\text{ m}$				$Lax = 0,15\text{ m}$			$Lax = 0,3\text{ m}$			
Config. 1 L1 = 0,3 m	Config. 2 L1 = 0,4 m	Config. 3 L1 = 0,5 m	Config. 4 L1 = 0,6 m	Config. 5 L1 = 0,4 m	Config. 6 L1 = 0,5 m	Config. 7 L1 = 0,6 m	Config. 8 L1 = 0,4 m	Config. 9 L1 = 0,5 m	Config. 10 L1 = 0,6 m	
i = 1:2	2,05	1,98	1,77	1,99	1,74	1,63	1,99	1,79	1,74	1,86
i = 2:3	1,87	1,80	1,62	1,90	1,58	1,48	1,88	1,64	1,65	1,74
i = 1:1	1,55	1,51	1,37	1,65	1,33	1,26	1,63	1,35	1,47	1,47
i = 3:2	1,19	1,20	1,11	1,35	1,05	1,02	1,34	1,06	1,31	1,19
i = 2:1	1,05	0,99	0,93	1,14	0,91	0,85	1,13	0,86	1,19	1,00

Todas as configurações e relações de transmissão resultaram em cadências maiores do que as cadências no plano horizontal na mesma velocidade. Isso se dá pela maior desaceleração do sistema na fase de retorno, o que exige uma fase de retorno mais curta na rampa.

Assim como na locomoção no plano horizontal, as cadências foram maiores para relações de transmissão menores (Tabela 13). Nestas condições, a cadeira de rodas com propulsão por alavancas (configuração 1), além de apresentar pior desempenho em termos da função objetivo, também leva a uma maior cadência quando comparado à configuração 2 (configuração dentre as CA que tem melhor desempenho). Portanto, os resultados indicam que, se a mão for posicionada adequadamente ao longo da alavanca, a CA leva a desempenho superior comparada à cadeira com propulsão por aros, tanto em termos de esforço físico quanto em termos de cadência.

5.6 TRABALHOS FUTUROS

A utilização da metodologia de músculos equivalentes é genérica e pode ser utilizada em outros tipos de locomoção e atividades. Além disso, neste trabalho, foi considerado o tronco fixo ao encosto da cadeira de rodas, sendo assim, é interessante a adição da contribuição do mesmo, principalmente para cadeira de rodas com propulsão por aros. Na mesma linha de pensamento, a adição do pulso pode trazer resultados interessantes para a locomoção preditiva.

Por fim, outra grande aproximação utilizada neste trabalho, foi a locomoção no plano sagital. Portanto, a adição de mais uma dimensão, irá contribuir para a confiabilidade do modelo.

6 CONCLUSÃO

Neste trabalho, foram desenvolvidos dois modelos do sistema de cadeira de rodas com alavancas e usuário e uma abordagem de controle ótimo para a geração de simulações preditivas da locomoção com CAs. As simulações preditivas possibilitaram a investigação dos efeitos de propriedades da CA, posição do eixo de rotação da alavanca e relação de transmissão entre alavancas e roda traseira, em diversas condições de operação, incluindo posicionamento da mão ao longo da alavanca, velocidade média e locomoção em estado estacionário na horizontal e em rampa.

Para levar em conta as propriedades intrínsecas do sistema músculo-esquelético dos membros superiores, foi desenvolvido um modelo com músculos equivalentes representativo do efeito global das propriedades intrínsecas de um modelo músculo-esquelético de referência complexo disponibilizado no programa aberto OpenSim. Este modelo garante continuidade e eficiência computacional, propriedades importantes para a resolução de problemas de controle ótimo de maneira eficiente. De fato, as simulações com o modelo dotado de músculos equivalentes demandou em média um tempo de processamento computacional apenas 22,8% superior ao tempo computacional para as simulações utilizando o modelo com momentos articulares ideais. A comparação entre os resultados obtidos para os dois modelos mostrou a importância de se considerar as propriedades intrínsecas do sistema músculo-esquelético já que as simulações mostraram por vezes, efeitos opostos dependendo do modelo utilizado.

As simulações preditivas com o modelo dotado de músculos equivalente mostraram resultados importantes quanto ao efeito de aspectos construtivos da CA. Para a locomoção no plano horizontal, a CA demandou consistentemente um menor esforço muscular do que a cadeira de rodas com propulsão manual por aros, em configurações em que o centro de rotação da alavanca está posicionado de maneira mais posterior, próxima ou coincidente com o eixo das rodas traseiras, o que mostra a potencial superioridade da propulsão por alavancas comparada com a por aros. Porém, em configurações em que o centro de rotação da alavanca está posicionado anteriormente, o esforço muscular mostrou-se maior para as CAs em comparação com as cadeiras de rodas com propulsão convencional por aros. Estes resultados indicam que o posicionamento do centro de rotação da alavanca é essencial para garantir bom desempenho da CA.

Em relação às relações de transmissão, os resultados mostram que a relação de $i = 1/1$, no caso do centro de rotação coincidente com o eixo das rodas traseiras, significaria uma solução mecânica mais simples e barata, mostrou-se vantajosa para velocidades mais baixas

($v = 0,5 \text{ m/s}$) durante a locomoção no plano horizontal. No entanto, relações de transmissão maiores tornam-se mais vantajosas em velocidades mais elevadas e relações de transmissão menores tornam-se mais vantajosas em locomoção em rampas, sendo que o reposicionamento das mãos ao longo da alavanca não é capaz de compensar as perdas em desempenho causadas pela manutenção da relação de transmissão $i = 1/1$ nestas condições de operação.

A abordagem de músculos equivalentes se mostrou promissora, porém a necessidade de futuros trabalhos para a validação desta abordagem é extremamente necessária. Além disso, também é possível utilizar, de maneira similar, a abordagem em outros tipos de simulações preditivas.

REFERÊNCIAS

- ACKERMANN, Marko; BOGERT, Antonie J. van den. Predictive simulation of gait at low gravity reveals skipping as the preferred locomotion strategy. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 7, p. 1293–1298, 2012. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929012000723>>.
- BAYO, J. Cuadrado; J. Cardenal; E. Modeling and Solution Methods for Efficient Real-Time Simulation of Multibody Dynamics. **Multibody System Dynamics**, Springer, v. 1, 3 set. 1997. Disponível em: <<http://gen.lib.rus.ec/scimag/index.php?s=10.1023/a:1009754006096>>.
- BONINGER, Michael L. et al. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 81 5, p. 608–13, 2000.
- BONINGER, Michael L. et al. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 83 5, p. 718–23, 2002.
- BREGMAN, Daan J. J.; DRONGELEN, Stefan van; VEEGER, H. E. J. Is effective force application in handrim wheelchair propulsion also efficient? **Clinical biomechanics**, v. 24 1, p. 13–9, 2009.
- BREGMAN, D.J.J. et al. The effect of ankle foot orthosis stiffness on the energy cost of walking: A simulation study. **Clinical Biomechanics**, v. 26, n. 9, p. 955–961, 2011. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003311001380>>.
- BRUBAKER, Clifford Everett. Wheelchair prescription: an analysis of factors that affect mobility and performance. **Journal of rehabilitation research and development**, v. 23 4, p. 19–26, 1986.
- CHADWICK, Edward K. et al. Real-Time Simulation of Three-Dimensional Shoulder Girdle and Arm Dynamics. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 61, p. 1947–1956, 2014.
- CHOROMAŃSKI, W; FIOK, Krzysztof; DOBRZYŃSKI, G. Optimizing the lever propelling system for manual wheelchairs. **Bulletin of the Polish Academy of Sciences: Technical Sciences**, v. 60, dez. 2012.

COOPER, R. A. et al. Engineering Better Wheelchairs to Enhance Community Participation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 14, p. 438–455, 2006.

COSTA, Heitor Rogério. **Modelagem e simulação da propulsão de cadeira de rodas manuais**. 2015. Diss. (Mestrado) – Centro Universitário FEI.

CURTIS, K L et al. Effect of a standard exercise protocol on shoulder pain in long-term wheelchair users. **Spinal Cord**, v. 37, p. 421–429, 1999.

DELP, Scott L. et al. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 54, p. 1940–1950, 2007.

DSOUZA, R.; BERTOCCHI, G. Development and validation of a computer crash simulation model of an occupied adult manual wheelchair subjected to a frontal impact. **Medical Engineering Physics**, v. 32, n. 3, p. 272–279, 2010. Special Issue on Wheelchair Transportation Safety. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453309000502>>.

FERREIRA, Alice Teixeira. Fisiologia da Contração Muscular, p. 60–62, 2005.

FINLEY, Margaret A.; RODGERS, Mary M. Effect of 2-speed geared manual wheelchair propulsion on shoulder pain and function. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 88 12, p. 1622–7, 2007.

FIOK, Krzysztof; MRÓZ, Anna. How does lever length and the position of its axis of rotation influence human performance during lever wheelchair propulsion? **Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 25 5, p. 824–32, 2015.

GHANNADI, BORNA. **Model-based Control of Upper Extremity Human-Robot Rehabilitation Systems**. [S.l.]: UWSpace, 2017. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/10012/12720>>.

GOOSEY, Victoria L.; CAMPBELL, Ian G.; FOWLER, Neil Edward. Effect of push frequency on the economy of wheelchair racers. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 32 1, p. 174–81, 2000.

GOOSEY-TOLFREY, Vicky. Wheelchair Sport: A complete guide for athletes, coaches and teachers. In: WHEELCHAIR Sport: A complete guide for athletes, coaches and teachers. [S.l.: s.n.], 2010.

HE, J.; LEVINE, W. S.; LOEB, G. E. Feedback gains for correcting small perturbations to standing posture. **IEEE Transactions on Automatic Control**, v. 36, n. 3, p. 322–332, mar. 1991.

HILL, A.V. The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. **Proceedings of the Royal Society of London Series B**, v. 126, p. 136–195, 1938.

JENKINS, Andrew et al. Analysis of a Lever-Driven Wheelchair Prototype and the Correlation between Static Push Force and Wheelchair Performance. In:

JÚNIOR, Yoshimasa Sagawa et al. Análise da propulsão em cadeira de rodas manual: revisão de literatura. **Fisioterapia em Movimento**, v. 25, p. 185–194, 2012.

LEARY, Martin et al. A fundamental model of quasi-static wheelchair biomechanics. **Medical engineering physics**, v. 34 9, p. 1278–86, 2012.

LENTON, John. **Efficiency of hand-rim propulsion: Synchronous vs. Asynchronous push strategies**. 2012. Tese (Doutorado) – University of Groningen.

MACIEJASZ, Paweł et al. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. In: JOURNAL of NeuroEngineering and Rehabilitation. [S.l.: s.n.], 2012.

PENTLAND, Wendy; TWOMEY, Leanne. Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part I. **Paraplegia**, v. 32, p. 211–218, 1994.

REQUEJO, Philip S. et al. Shoulder muscular demand during lever-activated vs pushrim wheelchair propulsion in persons with spinal cord injury. **The journal of spinal cord medicine**, v. 31 5, p. 568–77, 2008.

RICE, Ian et al. Manual wheelchair stroke characteristics during an extended period of propulsion. **Spinal Cord**, v. 47, p. 413–417, 2009.

ROMAN-LIU, Danuta; TOKARSKI, Tomasz. Upper limb strength in relation to upper limb posture. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 35, n. 1, p. 19–31, 2005. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169814104001283>>.

SASAKI, Makoto et al. Shoulder joint contact force during lever-propelled wheelchair propulsion. **ROBOMECH Journal**, v. 2, n. 1, p. 13, out. 2015.

SASAKI, Makoto et al. Simulation model of a lever-propelled wheelchair. **2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, p. 6923–6926, 2014.

SCHIEHLEN, Werner. Computational dynamics: theory and applications of multibody systems. **European Journal of Mechanics - A/Solids**, Elsevier Science, v. 25, 4 2006. Disponível em: <<http://gen.lib.rus.ec/scimag/index.php?s=10.1016/j.euromechsol.2006.03.004>>.

SHOURIJEH, Mohammad Sharif. **Optimal Control and Multibody Dynamic Modelling of Human Musculoskeletal Systems**. 2013. Tese (Doutorado) – University of Waterloo.

VANLANDEWIJCK, Yves; THEISEN, Dietmar; DALY, Daniel J. Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports. **Sports medicine**, v. 31 5, p. 339–67, 2001.

VILELA JUNIOR, Guanis et al. **Cinesiologia**. [S.l.: s.n.], dez. 2011. p. 150–158.

WINTER, David A. **Biomechanics And Motor Control of Human Movement**. [S.l.: s.n.], 2009. p. 82–106.

WINTERS, J M; STARK, L. Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints. **Journal of biomechanics**, v. 21 12, p. 1027–41, 1988.

_____. Muscle Models: What is Gained and What is Lost by Varying Model Complexity. **Biol. Cybern.**, Springer-Verlag New York, Inc., Secaucus, NJ, USA, v. 55, n. 6, p. 403–420, mar. 1987. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1007/BF00318375>>.

WOUDE, Luc H V van der et al. Alternative modes of manual wheelchair ambulation: an overview. **American journal of physical medicine rehabilitation**, v. 80 10, p. 765–77, 2001.

WOUDE, Lucas H. V. van der et al. Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. **Medical engineering physics**, v. 23 10, p. 713–33, 2001.

WOUDE, Lucas H. V. van der et al. Mechanical advantage in wheelchair lever propulsion: effect on physical strain and efficiency. **Journal of rehabilitation research and development**, v. 34 3, p. 286–94, 1997.

WOUDE, Lucas H. V. van der et al. Physiological evaluation of a newly designed lever mechanism for wheelchairs. **Journal of medical engineering technology**, v. 17 6, p. 232–40, 1993.

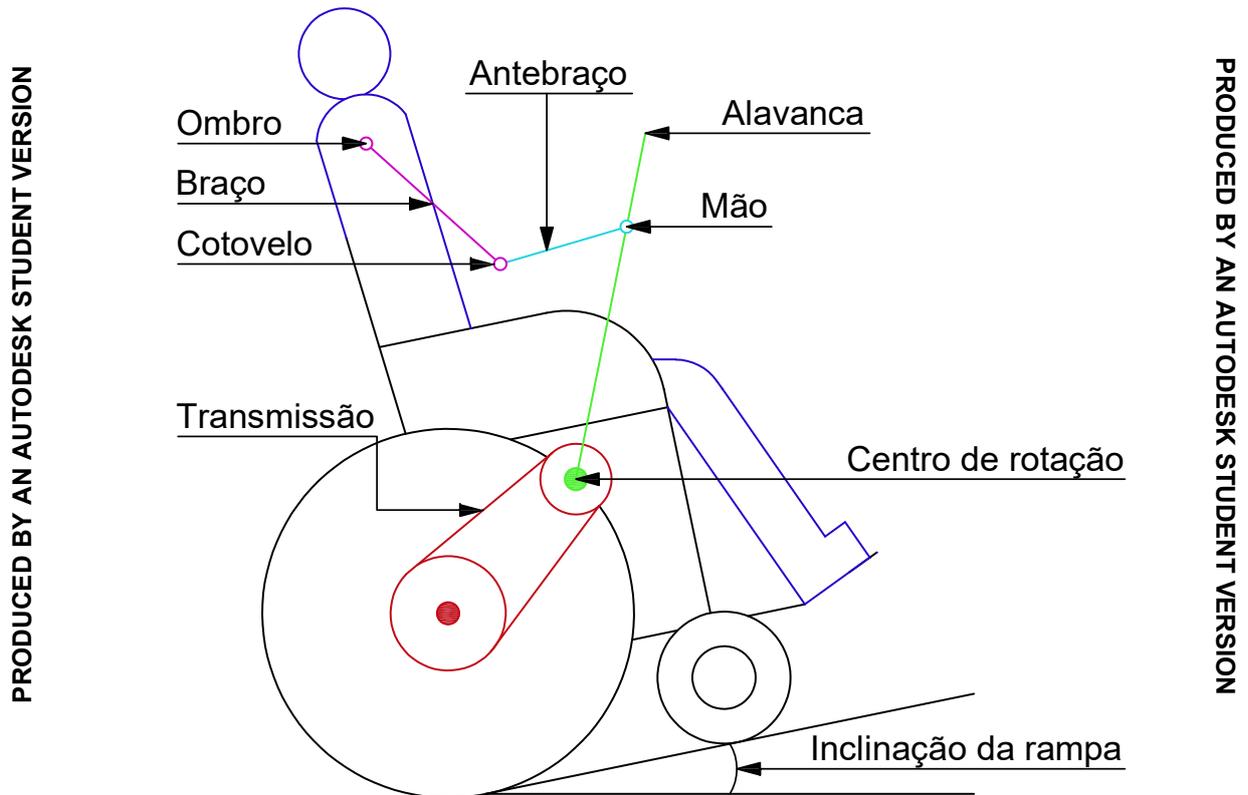
ZAJAC, F E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. **Critical reviews in biomedical engineering**, v. 17 4, p. 359–411, 1989.

APÊNDICE A – MODELO MATEMÁTICO

A.1 MODELO MATEMÁTICO

O modelo apresentado na figura 30 contém quatro segmentos: braço, antebraço alavanca e o conjunto compondo cadeira de rodas sem alavancas e o usuário sem os braços. Os corpos rígidos são ligados por juntas de revolução ideais, posicionadas no tronco para representar a revolução do ombro, entre o braço e o antebraço representando o cotovelo e no centro de rotação da alavanca, representando o pivot. Os segmentos estão conectados por juntas de revolução ideais: entre os braço e o tronco, representando os ombros; entre o braços e os antebraços, representando os cotovelos; entre a mão e a alavanca, representando o contato das mãos com as alavancas; entre as alavancas e a cadeira, representando o pivot; e entre as rodas e a estrutura da cadeira representando o eixo de rotação das rodas. O escorregamento das rodas em relação ao piso é desprezado. Isso leva a um mecanismo de quatro barras móvel. Na fase de propulsão, a alavanca está acoplada e há uma relação de transmissão fixa entre os deslocamentos angulares das alavancas e das rodas. Na fase de retorno, o movimento angular das alavancas está desacoplado do movimento das rodas. Estas condições e simplificações levam a um modelo de um único GdL na fase de propulsão e de dois GdL na fase de retorno. Os deslocamentos angulares dos braços e dos antebraços, α e β , respectivamente, estão sempre atrelados ao deslocamento γ das alavancas (Figura 8). Na fase de propulsão, o deslocamento da cadeira de rodas está diretamente atrelado ao deslocamento angular das alavancas. O acoplamento da alavanca com as rodas ao final da fase de retorno ocorre quando as respectivas velocidades angulares atingem valores compatíveis com a relação de transmissão, sem a ocorrência de colisão. aplica-se ainda uma força externa representando o atrito de resistência ao rolamento e prevê-se a possibilidade de locomoção em superfície inclinada.

Figura 30 – Representação do modelo.

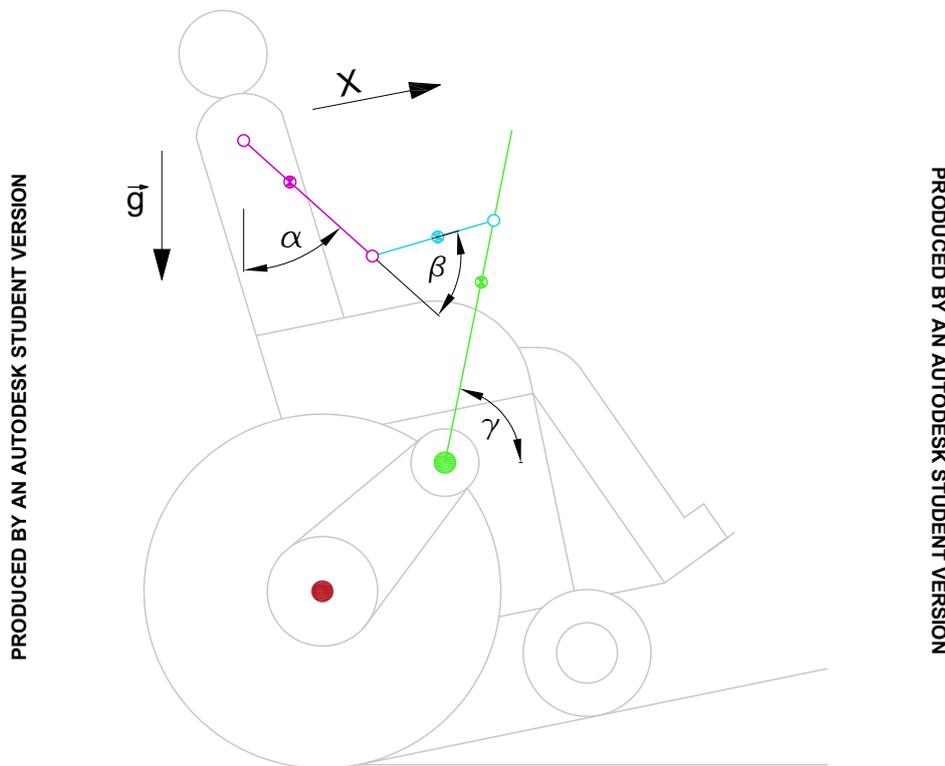


Fonte: Autor.

O modelo completo é equacionado como um mecanismo de quatro barras (figura 31), sem escorregamento entre a roda e o piso, com um único grau de liberdade, fazendo com que a rotação do braço α e a rotação do cotovelo β , e o deslocamento do ombro x_0 serão dependentes de apenas da rotação da alavanca γ .

PRODUCED BY AN AUTODESK STUDENT VERSION

Figura 31 – Coordenadas generalizadas.



Foi aplicado o formalismo de Newton-Euler, na forma reduzida, utilizando como coordenada generalizada apenas uma coordenada γ (equação 23), que descreve o movimento da fase de propulsão da CA, enquanto a equação 24 representa as duas coordenadas generalizadas utilizadas para a fase de retorno da locomoção de uma CA, que tem o ombro definido como origem do sistema. O sentido positivo do eixo x é da direita para esquerda e o y de baixo para cima, conforme figura 31.

$$q_1 = [\gamma] \tag{23}$$

$$q_2 = \begin{bmatrix} \gamma \\ x_o \end{bmatrix} \tag{24}$$

Os vetores velocidade e aceleração do sistema são derivadas primeira e segunda do vetor coordenada generalizada q_1 e q_2 , chamados de \dot{q}_1 (equação 25) e \ddot{q}_1 (equação 26) para a fase de propulsão e chamados de \dot{q}_2 (equação 27) e \ddot{q}_2 (equação 28) para fase de retorno.

$$\dot{q}_1 = [\dot{\gamma}] \tag{25}$$

$$\ddot{q}_1 = \begin{bmatrix} \ddot{\gamma} \end{bmatrix} \quad (26)$$

$$\dot{q}_2 = \begin{bmatrix} \dot{\gamma} \\ \dot{x}_o \end{bmatrix} \quad (27)$$

$$\ddot{q}_2 = \begin{bmatrix} \ddot{\gamma} \\ \ddot{x}_o \end{bmatrix} \quad (28)$$

O vetor X (equação 29), representa a posição do centro de massa de cada segmento de corpo rígido projetado nos eixos do sistema juntamente com as orientações de cada corpo rígido. Este vetor é o mesmo para ambas as fases de propulsão e retorno.

$$X = \begin{bmatrix} \text{sen}(\alpha) * b + x_0 \\ -\text{cos}(\alpha) * b \\ \text{sen}(\alpha) * B + \text{cos}(\beta) * a + x_0 \\ -\text{cos}(\alpha) * B + \text{sen}(\beta) * a \\ \text{cos}(\gamma) * (L_3 - L_3) + l_{ax} + x_0 \\ \text{sen}(\gamma) * (L_3 - L_3) - l_{ay} \\ x_0 \\ x_0 + h \\ \alpha \\ \beta \\ \gamma \\ \gamma_w \end{bmatrix} \quad (29)$$

O vetor X , foi aglomerado da seguinte forma: posição do centro de massa do braço projetado no eixo x, centro de massa do braço projetado no eixo y, centro de massa do antebraço projetado no eixo x, centro de massa do antebraço projetado no eixo y, centro de massa da alavanca projetada no eixo x, centro de massa da alavanca projetada no eixo y, deslocamento linear do ombro, deslocamento linear da roda da traseira da cadeira de rodas, orientação do braço, orientação do cotovelo, orientação da alavanca e por fim orientação da roda traseira da cadeira de rodas.

Foi definido que a rotação da roda traseira da cadeira de rodas esta diretamente relacionada com a rotação da alavanca através de uma relação de transmissão (p) (equação 30) definido como:

$$p = \frac{\gamma_w}{\gamma} \quad (30)$$

Com auxílio do código descrito no Apêndice B, foi realizado o Jacobiano do sistema (J) (equação 31), assim como a derivada primeira e segunda do jacobiano, definido como:

$$J = \frac{\partial X}{\partial q} \quad (31)$$

As forças externas envolvidas são apresentadas no vetor F_e (equação 32):

$$F_e = \begin{bmatrix} -mB\text{sen}(\eta)g \\ 0 \\ -mA\text{sen}(\eta)g \\ 0 \\ -mL\text{sen}(\eta)g \\ 0 \\ -mp\text{sen}(\eta)g \\ -F_{roll} - mr\text{sen}(\eta)g \\ 0 \\ 0 \\ \tau_{ago} + \tau_{ant} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (32)$$

Onde:

- a) mB = massa do braço;
- b) mA = massa do antebraço;
- c) mL = massa da alavanca;
- d) mp = massa do conjunto corpo sem braços, cadeira de rodas sem alavancas e sem rodas traseiras;
- e) mr = massa da roda traseira;
- f) F_{roll} = resistência ao rolamento;
- g) τ_{ago} = torque aplicado músculo equivalente agonista;
- h) τ_{ant} = torque aplicado músculo equivalente antagonista;
- i) η = ângulo de inclinação da rampa;

A matriz M (equação 33), define as massas e inércias envolvidas no sistema:

$$m = \text{diag} [m_B \ m_B \ m_a \ m_a \ m_L \ m_L \ m_p \ m_r \ J_B \ J_A \ J_L \ J_R] \quad (33)$$

sendo:

- a) J_B = inércia do braço;
- b) J_A = inércia do antebraço;
- c) J_L = inércia da alavanca;
- d) J_R = inércia das rodas traseiras.

Assumindo movimento apenas no plano sagital e aplicando o principio do trabalho virtual sendo nulo, temos a equação de movimento (equação 34) independente das forças vinculares resultando em:

$$M(q, t)\ddot{q} + K(q, \dot{q}, t) = k^e(q, \dot{q}, t) \quad (34)$$

Onde:

- a) $M = J^T \overline{\overline{M}} J$
- b) $K = J^T \overline{\overline{M}} \dot{J} q$
- c) $k^e = J^T F^e$

Todas as multiplicações matriciais foram realizadas utilizando o software MatLab (The Mathworks, Inc.) e o código está disponibilizado no Apêndice B.1 para fase de propulsão e C.1 para fase de retorno

APÊNDICE B – OBTENÇÃO DO MÚSCULO EQUIVALENTE

APÊNDICE C – CÓDIGO DO MODELO MATEMÁTICO PARA FASE DE PROPULSÃO

C.1 CÓDIGO DO MODELO MATEMÁTICO PARA FASE DE PROPULSÃO

Primeiro é adicionado as variáveis do sistema

```

1 % Variaveis do sistema
2 syms B b A a L3 l3 mb ma ml mr mp Jb Ja Jl Jr g p lax lay xc R2 h ni
3 % For as e momentos aplicados n o vinculares
4 syms tau_s1 tau_e1 Froll
5 % Coordenadas generalizadas
6 syms gama gamad

```

Em seguida equacionado o sistema de quatro barras

```

1 % Equacoes mecanismo 4 barras
2 L = sqrt(lax^2 + lay^2);
3 th6 = atan(lay/lax);
4
5 A1 = sin(gama + th6);
6 B1 = (L/L3) + cos(gama + th6);
7 C1 = (L/B)*cos(gama + th6) + ((L3^2 - A^2 + B^2 + L^2)/(2*L3*B));
8 psi = 2*atan((A1 - sqrt(A1^2 + B1^2 - C1^2))/(B1+C1));
9
10 alfa = pi/2 + psi - th6;
11
12 XL = cos(gama)*L3 + lax;
13 YL = sin(gama)*L3 - lay ;
14
15 XB = sin(alfa)*B;
16 YB = -cos(alfa)*B;
17
18 ca = XL - XB;
19 co = YL - YB;
20 beta = atan(co/ca);
21
22 x0 = -gama*p*R2;
23 gamaw = gama*p;

```

Neste bloco é demonstrado a definição da matriz M .

```

1 %Matriz massa 2 barras
2 Mbb = diag([mb mb ma ma ml ml mp mr Jb Ja Jl Jr]);

```

Para a definição da matriz Jacobiano, é necessário descrever a matriz de posição de cada corpo rígido.

```

1 % Matriz de posicao para cada corpo rigido
2 x = [sin(alfa)*b+x0; %mb x
3      -cos(alfa)*b; %mb y
4      sin(alfa)*B+cos(beta)*a+x0; %ma x
5      -cos(alfa)*B+sin(beta)*a; %ma y
6      cos(gama)*(L3-l3)+lax+x0; %ml x
7      sin(gama)*(L3-l3)-lay; %ml y
8      x0; %+ a C da pessoa + cadeira %mp x
9      x0+h; % deslocamento %mr x
10     alfa; %alfa
11     beta; %beta
12     gama; %gama
13     gamaw]; %gama w

```

E depois calculado a matriz Jacobiano e suas derivadas primeira e segunda, Matriz massa e vetor de forças generalizadas de Corolis e centrífuga

```

1 %Jacobiano Global
2 J = jacobian(x, [gama]);
3 % Matriz de massa
4 M = J.'*Mbb*J;
5 % Calculo da derivada do Jacobiano em relacao ao tempo
6 Jd = jacobian(J, [gama])*[gamad];
7 % Vetor de forcas generalizadas de Coriolis e centrifugas
8 k = J.'*Mbb*Jd*[gamad];

```

Assumindo que o movimento acontece apenas no plano sagital e que o trabalho virtual é nulo, as forças necessárias para a equalização do sistema são apenas as generalizadas e não vinculares resultando em:

APÊNDICE D – CÓDIGO DO MODELO MATEMÁTICO PARA FASE DE RETORNO

D.1 CÓDIGO DO MODELO MATEMÁTICO PARA FASE DE RETORNO

Primeiro é adicionado as variáveis do sistema

```

1 % Variaveis do sistema
2 syms B b A a L3 l3 mb ma ml mr mp Jb Ja Jl Jr g p lax lay xc R2 h ni
3 % For as e momentos aplicados n o vinculares
4 syms tau_s1 tau_e1 Froll
5 % Coordenadas generalizadas
6 syms gama gamad x02 x02d

```

Em seguida equacionado o sistema de quatro barras

```

1 % Equacoes mecanismo 4 barras
2 L = sqrt(lax^2 + lay^2);
3 th6 = atan(lay/lax);
4
5 A1 = sin(gama2 + th6);
6 B1 = (L/L3) + cos(gama2 + th6);
7 C1 = (L/B)*cos(gama2 + th6) + ((L3^2 - A^2 + B^2 + L^2)/(2*L3*B));
8 psi = 2*atan((A1 - sqrt(A1^2 + B1^2 - C1^2))/(B1+C1));
9
10 alfa2 = pi/2 + psi - th6;
11
12 XL = cos(gama2)*L3 + lax;
13 YL = sin(gama2)*L3 - lay ;
14
15 XB = sin(alfa2)*B;
16 YB = -cos(alfa2)*B;
17
18 ca = XL - XB;
19 co = YL - YB;
20 beta2 = atan(co/ca);
21
22 xr = x02+h;

```

Neste bloco é demonstrado a definição da matriz $\overline{\overline{M}}$.

```

1 %Matriz massa 2 barras
2 Mbb = diag([mb mb ma ma ml ml mp mr Jb Ja Jl Jr]);

```

Para a definição da matriz Jacobiano, é necessário descrever a matriz de posição de cada corpo rígido.

```

1 % Matriz de posicao para cada corpo rigido
2 x = [sin(alfa2)*b+x02; %mb x
3      -cos(alfa2)*b; %mb y
4      sin(alfa2)*B+cos(beta2)*a+x02; %ma x
5      -cos(alfa2)*B+sin(beta2)*a; %ma y
6      cos(gama2)*(L3-l3)+lax+x02; %ml x
7      sin(gama2)*(L3-l3)-lay; %ml y
8      x02; %mp x
9      x02+h; % deslocamento %mr x
10     alfa2; %alfa
11     beta2; %beta
12     gama2; %gama
13     -x02/R2]; %gamaw

```

E depois calculado a matriz Jacobiano e suas derivadas primeira e segunda, Matriz massa e vetor de forças generalizadas de Corolis e centrífuga

```

1 %Jacobiano Global
2 J = jacobian(x, [gama2 x02]);
3 % Matriz de massa
4 M = J.'*Mbb*J;
5 % Calculo da derivada do Jacobiano em relacao ao tempo
6 for j = 1:2
7     Jd(:, j) = jacobian(J(:, j), [gama2 x02])*[gamad2; x02d];
8 end
9 % Vetor de forcas generalizadas de Coriolis e centrifugas
10 k = J.'*Mbb*Jd*[gamad2;x02d];

```

Assumindo que o movimento acontece apenas no plano sagital e que o trabalho virtual é nulo, as forças necessárias para a equalização do sistema são apenas as generalizadas e não vinculares resultando em:

```
1  % Vetor de forcas generalizadas nao vinculares
2  Fe = [-mb*g*sin(ni);          %mb x
3        0;                      %mb y
4        -ma*g*sin(ni);         %ma x
5        0;                      %ma y
6        -ml*g*sin(ni);         %ml x
7        0;                      %ml y
8        -mp*g*sin(ni);         %mp x
9        -Froll-mr*g*sin(ni);   %mr x
10       0;                      %Jb alfa
11       0;                      %Ja beta
12       tau_ago2+tau_ant2;      %Jl gama
13       0];                    %Jr gamaw
14
15 ke = J.'*Fe;
```