

CENTRO UNIVERSITÁRIO DA FEI

HEITOR ROGÉRIO COSTA

MODELAGEM E SIMULAÇÃO DA PROPULSÃO DE CADEIRAS DE RODAS MANUAIS

São Bernardo do Campo

2015

HEITOR ROGÉRIO COSTA

MODELAGEM E SIMULAÇÃO DA PROPULSÃO DE CADEIRAS DE RODAS MANUAIS

Dissertação de Mestrado apresentada ao Centro Universitário da FEI como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica, orientada pelo Prof. Dr. Marko Ackermann.

São Bernardo do Campo

2015

Costa, Heitor Rogério

Modelagem e simulação da propulsão de cadeiras de rodas manuais / Heitor Rogério Costa. São Bernardo do Campo, 2015.
112 f. : il.

Dissertação de Mestrado - Centro Universitário da FEI.
Orientador: Prof. Dr. Marko Ackermann

1. Biomecânica. 2. Acessibilidade. 3. Propulsão de cadeira de rodas I. Ackermann, Marko, orient. II. Título.

CDU 612.76



Centro Universitário da FEI

APRESENTAÇÃO DE DISSERTAÇÃO ATA DA BANCA JULGADORA

PGM-10

Programa de Mestrado de Engenharia Mecânica

Aluno: Heitor Rogério Costa

Matrícula: 212114-3

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

Área de Concentração: Sistemas da Mobilidade

ORIGINAL ASSINADA

Orientador: Prof. Dr. Marko Ackermann

Data da realização da defesa: 06/03/2015

A Banca Julgadora abaixo-assinada atribuiu ao aluno o seguinte:

APROVADO ☒

REPROVADO ☐

São Bernardo do Campo, 06 de Março de 2015.

MEMBROS DA BANCA JULGADORA

Prof. Dr. Marko Ackermann

Ass.: _____

Prof. Dr. Agenor de Toledo Fleury

Ass.: _____

Prof. Dr. Marcos Duarte

Ass.: _____

VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO

ENDOSSO DO ORIENTADOR APÓS A INCLUSÃO DAS
RECOMENDAÇÕES DA BANCA EXAMINADORA

Aprovação do Coordenador do Programa de Pós-graduação

Prof. Dr. Agenor de Toledo Fleury

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, amigos e a quem contribuiu para que eu pudesse atingir o objetivo desse trabalho.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Áreas de atuação relacionadas à biomecânica	18
Figura 2 – Hefesto - Deus Mitológico da Metalurgia.....	19
Figura 3 – Rei Felipe II da Espanha	19
Figura 4 – Cadeiras de rodas indiana (1) e moderna (2)	20
Figura 5 – Sistema de roda com tração com assistência elétrica.....	21
Figura 6 – Desenho esquemático da cinemática na fase de propulsão	27
Figura 7 – Fibra Muscular	28
Figura 8 – Sarcômero (músculo estendido).....	29
Figura 9 – Sarcômero (músculo contraído)	29
Figura 10 – Anatomia do músculo	30
Figura 11 – Relação força-comprimento	31
Figura 12 – Relação força-velocidade	32
Figura 13 – Representação do modelo de Hill	33
Figura 14 – Braço de momento da articulação	34
Figura 15 – Ação concêntrica.....	35
Figura 16 – Ação excêntrica.....	35
Figura 17 – Ação isométrica.....	36
Figura 18 – Denominação dos movimentos nas articulações do ombro e do cotovelo.....	37
Figura 19 – Modelo do sistema músculo esquelético humano - interface gráfica do programa OpenSim	38
Figura 20 – Modelo da cadeira de rodas (medidas adotadas no modelo matemático).....	40
Figura 21 – Posicionamento do cadeirante em relação às rodas traseiras da cadeira.....	42
Figura 22 – Diagrama representativo do modelo proposto	44

Figura 23 – Diagrama de integração Matlab/OpenSim	49
Figura 24 – Tabela de esforço muscular para cada condição de altura h e distância v analisada. Os resultados são reportados para 4 inclinações da pista: $0,00^\circ$, $2,33^\circ$, $4,66^\circ$ e $7,00^\circ$	52
Figura 25 – Custo ao longo da fase de tracionamento (compreendido entre a posição inicial e final), para inclinações da pista de $0,00^\circ$ (esquerda) e de $2,33^\circ$ (direita). Os valores à esquerda das colunas de resultados das tabelas indicam os valores da altura h e os valores à direita, os valores da posição horizontal v	54
Figura 26 – Diagramas mostrando as configurações resultantes de ajustes extremos selecionados dos parâmetros h e v . A posição aproximada do centro de massa do cadeirante é indicada em amarelo.	55
Figura 27 – Comparação entre ajustes usual (A, à esquerda) e ótimo (B, à direita).	56
Figura 28 – Cinemática dos membros superiores (inclinação nula) para ajustes usual (A, à esquerda) e ótimo (B, à direita).	57
Figura 29 – Custo em função da posição angular da roda γ (inclinação nula) para ajuste usual (A, à esquerda).	57
Figura 30 – Momentos no ombro e no cotovelo em função da posição angular da roda γ (inclinação nula) para ajuste usual (A, à esquerda) e ajuste ótimo (B, à direita).	57
Figura 31 – Padrão de ativação de músculos selecionados em função da posição angular da roda γ (inclinação nula) para ajuste usual (A, à esquerda) e ajuste ótimo (B, à direita).	58
Figura 32 – Forças de músculos selecionados em função da posição angular da roda γ (inclinação nula) para ajuste usual (A, à esquerda) e ajuste ótimo (B, à direita).	58
Figura 33 – Braços de momento de músculos selecionados em função da posição angular da roda γ (inclinação nula) para ajuste usual (A, à esquerda) e ajuste ótimo (B, à direita).	58
Figura 34 – Fatores K_i de músculos selecionados em função da posição angular da roda γ (inclinação nula) para ajuste usual (A, à esquerda) e ajuste ótimo (B, à direita).	59

Figura 35 – Custo em função da posição angular da roda γ (inclinação $2,33^\circ$) para ajustes usual (A, à esquerda) e ótimo (B, à direita).....	61
Figura 36 – Momentos no ombro e no cotovelo em função da posição angular da roda γ (inclinação $2,33^\circ$) para ajustes usual (A, à esquerda) e ótimo (B, à direita).....	61
Figura 37 – Padrão de ativação de músculos selecionados em função da posição angular da roda γ (inclinação $2,33^\circ$) para ajustes usual (A, à esquerda) e ótimo (B, à direita).....	62
Figura 38 – Custo em função do ângulo γ (compreendido entre a posição inicial e final), para inclinações da pista de $0,00^\circ$. Os valores na primeira coluna são relativos ao ajuste de altura h e os valores na segunda coluna são os relativos ao ajuste vertical v.	63
Figura 39 – Custo em função do ângulo γ (compreendido entre a posição inicial e final), para inclinações da pista de $0,00^\circ$. Os valores na primeira coluna são relativos ao ajuste de altura h e os valores na segunda coluna são os relativos ao ajuste vertical v.	64
Figura 40 – Exemplo de extensão excessiva do músculo deltóide no ombro	66
Figura 41 – Custo em função do ângulo γ para inclinação da pista de $0,00^\circ$. As colunas apresentam os resultados para os cenários i (à esquerda), ii (ao centro) e iii (à direita) para velocidades crescentes.....	68

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Músculos do membro superior e sua função (tracionamento da cadeira no plano sagital)	36
Tabela 2 – Parâmetros adotados para o modelo	46

LISTA DE ABREVIATURAS

A	Comprimento do antebraço
a	Distância do cotovelo até o CG do antebraço
a_i	Aceleração de um segmento
B	Comprimento do braço
b	Distância do ombro até o CG do braço
C	Articulação do cotovelo
CG_A	Centro de gravidade do antebraço
CG_B	Centro de gravidade do braço
CG_C	Centro de gravidade do conjunto
CG_E	Centro de gravidade da roda da cadeira
E	Centro da roda da cadeira
g	Aceleração da gravidade
f_i^e	Forças externas
f_i^v	Forças vinculares
$f_v(v)$	Relação Força-Velocidade
$f_l(l)$	Relação Força-Comprimento
F_{ti}	Força no músculo / tendão
g_x	Projeção da aceleração da gravidade na direção tangente ao plano
g_y	Projeção da aceleração da gravidade na direção normal ao plano
h_{pes}	Altura do indivíduo (cadeirante) na simulação
J	Matriz Jacobiana
j_a	Momento da inércia do antebraço em relação ao seu CG

j_b	Momento de inércia do braço em relação ao seu CG
j_i	Momento de inércia de um segmento em relação ao seu CG
j_r	Momento de inércia da roda em relação ao seu CG
J^T	Matriz Jacobiana Transposta
li^e	Momentos externos aplicados
li^v	Momentos vinculares
M	Matriz de massa
$\bar{\bar{M}}$	Matriz de inércia
m_A	Massa dos dois antebraços e das duas mãos
m_B	Massa dos dois braços
m_C	Massa do corpo (tronco + pernas + cabeça)
m_{CC}	Massa do corpo e da cadeira ($m_C + m_{Cd}$)
m_{Cd}	Massa do quadro da cadeira de rodas (sem as rodas)
m_{Cj}	Massa do conjunto ($m_C + m_{Cd} + m_A + m_B + m_R$)
m_i	Massa de um segmento
m_R	Massa das duas rodas da cadeira
O	Articulação do ombro (origem da base de referência do sistema)
q	Vetor de coordenadas generalizadas
$\dot{q}$	Vetor de velocidade das coordenadas generalizadas
$\ddot{q}$	Vetor de aceleração das coordenadas generalizadas
R_1	Raio do aro de tração
R_2	Raio da roda da cadeira
TMA	Teorema do Momento Angular
TMB	Teorema do Movimento do Baricentro
x_C	Coordenada horizontal de deslocamento do conjunto

xO	Coordenada horizontal de deslocamento do ombro
$\dot{x}O$	Primeira derivada de xO no tempo – velocidade
$\ddot{x}O$	Segunda derivada de xO no tempo – aceleração
xOi	Valor inicial de xO
α	Ângulo entre o cotovelo e a vertical (normal ao plano)
$\dot{\alpha}$	Primeira derivada de α no tempo – velocidade angular
$\ddot{\alpha}$	Segunda derivada de α no tempo – aceleração angular
α_i	Ângulo de penetração para cada músculo
β	Ângulo entre o ombro e a vertical (normal ao plano)
$\dot{\beta}$	Primeira derivada de β no tempo – velocidade angular
$\ddot{\beta}$	Segunda derivada de β no tempo – aceleração angular
γ	Ângulo de giro da roda da cadeira
$\dot{\gamma}$	Primeira derivada de γ no tempo – velocidade angular
$\ddot{\gamma}$	Derivada segunda de γ no tempo – aceleração angular
n_i	Ângulo de inclinação da rampa
φ	Posição angular inicial da mão no aro de tração
τO	(Tau O) – Momento no ponto O
τC	(Tau C) – Momento no ponto C
θ_A	Posição angular do antebraço
$\dot{\theta}_A$	Velocidade angular do antebraço
$\ddot{\theta}_A$	Aceleração angular do antebraço
θ_B	Posição angular do braço
$\dot{\theta}_B$	Velocidade angular do braço
$\ddot{\theta}_B$	Aceleração angular do braço

θ_R	Posição angular da roda
$\dot{\theta}_R$	Velocidade angular da roda
$\ddot{\theta}_R$	Aceleração angular da roda
ω	Velocidade angular de um segmento (geral)
$\dot{\omega}$	Aceleração angular de um segmento (geral)

RESUMO

A inclusão social e profissional de pessoas portadoras de necessidades especiais tem sido foco crescente de atenção. O tema acessibilidade ganha destaque na sociedade na medida em que as pessoas precisam de uma maior independência e autonomia na execução das tarefas cotidianas, necessitando de facilidade de acesso, de transporte e fazendo o uso de diversos equipamentos que as auxiliam. Entre esses equipamentos, as cadeiras de rodas são utilizadas por milhões de pessoas ao redor do mundo, seja permanente ou esporadicamente, para deslocamento de indivíduos que têm a mobilidade de seus membros inferiores reduzida ou totalmente incapacitada. Porém, a locomoção com cadeiras de rodas manuais é considerada de baixa eficiência, principalmente devido a aspectos biomecânicos desfavoráveis durante a propulsão. Devido às suas características ergonômicas, isto é, o posicionamento do usuário em relação à cadeira e a forma de propulsão em cadeiras de rodas manuais tradicionais exige esforço muscular elevado e impõe carregamentos excessivos às estruturas articulares dos membros superiores, particularmente a do ombro, levando a lesões e dores nos membros superiores e na coluna da maioria dos cadeirantes. Estudos experimentais e, em menor proporção, investigações computacionais têm contribuído para a compreensão dos fenômenos e esforços que ocorrem durante a propulsão. Estes estudos tem permitido a formulação de recomendações para os ajustes de cadeiras de rodas, o desenvolvimento de novos tipos de equipamentos e a sugestão de novas técnicas de propulsão. Este trabalho propõe um modelo do sistema cadeira de rodas-cadeirante durante o fase de propulsão que integra modelos mecânicos da cadeira de rodas e do sistema esquelético do membro superior e um modelo complexo do sistema musculoesquelético do membro superior extraído do programa aberto OpenSim.. O modelo permite a determinação das ativações e forças musculares durante a fase de propulsão para diferentes parâmetros de ajuste da cadeira de rodas, inclinações do pavimento e forças resistivas a partir da prescrição de uma velocidade constante da cadeira de rodas. As ativações musculares são determinadas resolvendo-se um problema de otimização estática. Dois estudos foram realizados utilizando o modelo e a abordagem propostos. No primeiro estudo, realizou-se uma investigação da influência do posicionamento relativo entre ombro e roda traseira no esforço de propulsão. Os resultados indicam que um posicionamento do ombro mais inferior e anterior à roda traseira da cadeira é mais favorável do ponto de vista puramente biomecânico quando comparado ao posicionamento típico utilizado em cadeiras de rodas manuais. No segundo estudo, investigou-se a influência da velocidade da cadeira no esforço de propulsão. Os resultados mostram que as forças inerciais associadas à aceleração dos braços têm uma influência negativa importante sobre o esforço, mais importante ainda que a influência deletéria da relação força-velocidade dos músculos.

Palavras chave: biomecânica. Acessibilidade. Propulsão de cadeira de rodas. Desempenho de cadeiras de rodas.

ABSTRACT

The social and professional inclusion of people with disabilities has been the focus of much attention in the past decades. Accessibility becomes more and more important in society as people need greater independence and autonomy in carrying out daily tasks, requiring ease of access, transport and making use of different assistive devices. Among these devices, the wheelchairs are used by millions of people around the world, whether on a permanent or on an occasional basis, to provide displacement of individuals who have the mobility of the lower limbs reduced or totally disabled. However, wheelchair locomotion is considered inefficient. The positioning of the user with respect to the propulsion rims and the propulsion patterns in manual wheelchairs require great effort in the propulsion phase of the cycle and impose heavy loads to the upper extremity joints, particularly the shoulder joint, leading to a large incidence of pain and injuries among wheelchair users. Experimental as well as computational studies have been providing insights into the loads imposed to the upper limbs and the phenomena occurring during propulsion. These studies have, for instance, contributed to the development of guidelines for wheelchair adjusting and to the proposal of alternative designs and propulsion strategies. The current dissertation proposes a model of the wheelchair-user system in the propulsion phase of the cycle that integrates a mechanical model of the wheelchair, a skeletal system model of the upper limbs and a complex model of the musculoskeletal system extracted from the open-source software OpenSim, which is widely used by the biomechanics community. The model permits the determination of muscle activations and forces during the propulsion phase for different propulsion scenarios, including different slope angles, rolling resistance forces and wheelchair parameters for a given, constant wheelchair speed. The muscle activations are determined by solving a static optimization problem. The proposed model and approach are used in two studies. The first study investigated the influence of the relative position of shoulder and rear wheel on the propulsion effort in a quasi-static condition. The results indicate a lower and more anterior position of the shoulder with respect to the propulsion rim is more favorable biomechanically than the usual adjustment. The second study investigated the influence of wheelchair speed on the propulsion effort. The results show that the inertial forces associated to the arm accelerations at moderate velocities have an important negative effect on the propulsion effort, an influence which is even more deleterious than the reduction in muscle capacity due to the force-velocity relationship.

Key words: biomechanics. Accessibility. Wheelchair propulsion. Wheelchair performance.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	17
3	BIOMECÂNICA DA PROPULSÃO DA CADEIRA DE RODAS	28
3.1	Músculos	28
3.2	Sistema músculo esquelético do membro superior	34
4	MODELOS E MÉTODOS	38
4.1	Modelo musculoesquelético do membro superior	38
4.2	Modelo da cadeira de rodas.....	40
4.3	Modelo do sistema cadeira de rodas/cadeirante.....	41
4.4	Problema de indeterminação neuromuscular	47
4.5	Integração entre os modelos do OpenSim e do Matlab.....	48
4.6	Métodos aplicados.....	49
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	51
5.1	Análise – Ajuste da posição do ombro em relação à roda	51
5.2	Análise – Dinâmica do conjunto	67
6	CONCLUSÃO	71
	REFERÊNCIAS	74
	APÊNDICE A – Modelo Matemático.....	79
	APÊNDICE B – Código do Modelo no Matlab.....	91
	APÊNDICE C – Tabela de Modificação dos Músculos.....	105
	APÊNDICE D – Forças Isométricas Máximas.....	107
	APÊNDICE E – Tabelas de Análise Gráfica.....	109

1 INTRODUÇÃO

Pessoas portadoras de necessidades especiais (PNE) com restrições de movimentos de partes de seus corpos, sejam nos membros superiores ou inferiores, muitas vezes precisam utilizar equipamentos que possam auxiliá-las na execução de suas atividades diárias para que tenham a sua qualidade de vida melhorada em algum aspecto.

Conforme publicado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística – IBGE (2013), a população do Brasil atingiu a marca de 201.032.714 habitantes no dia 1º de julho de 2013. Segundo o IBGE (2010), os dados levantados no censo demográfico de 2010 apontam que 45,6 milhões de pessoas possuem algum tipo de deficiência, incluindo deficiências motoras, auditivas, visuais e mentais, entre outras. Tem-se atualmente em torno de 19% da população com algum tipo de deficiência visual, 7% com deficiência motora, 5% com deficiência auditiva e 1,5% com deficiências mentais ou intelectuais. Desses 7% de indivíduos da população com algum tipo de deficiência motora, cerca de 14 milhões de pessoas, temos um número de cadeirantes em torno de 40% desse total, ou seja, aproximadamente 5,5 milhões de pessoas que fazem uso permanente de cadeiras de rodas no Brasil, sendo essas pessoas cadeirantes autônomos, dependentes de outras pessoas ou usuários de cadeiras de rodas motorizadas.

Segundo Leite (2008), 50% da população de cadeirantes no Brasil sofre com dores frequentes nas articulações dos pulsos, mãos, cotovelos e ombros. Portanto, é evidente a necessidade de estudos aprofundados sobre a adequabilidade das cadeiras de rodas assim como de seu desempenho e de seus efeitos sobre a saúde do cadeirante, tais como as feridas chamadas de úlceras de pressão nas partes de contato com a cadeira e lesões em suas articulações.

Conforme mencionado por Sagawa et al. (2012), a cadeira de rodas tem sido considerada um meio de locomoção de baixa eficiência, na faixa de rendimento entre 2% e 10%, quando comparadas a outros meios de locomoção como cadeiras movidas a manivelas ou a própria marcha humana. Além dos problemas de locomoção enfrentados pelos cadeirantes, como obstáculos e falta de planejamento arquitetônico dos locais por onde esses transitam, a grande maioria se queixa de dores nos membros superiores. Essas dores se devem ao fato de que os membros superiores não estão e nem foram adaptados para os esforços elevados e repetitivos associados à tração manual de cadeiras de rodas.

Atualmente, em diversos ramos da ciência estão sendo realizados estudos para que a qualidade de vida do cadeirante autônomo seja a melhor possível, seja na área das ciências biológicas, como medicina e fisioterapia, seja na área da engenharia biomecânica, que se vale do conhecimento do funcionamento dos músculos e articulações. De acordo com o artigo de Kwarciak et al. (2009), numerosos estudos têm reportado dados cinéticos e cinemática durante a propulsão e têm sugerido modos para melhorar a eficiência da propulsão e reduzir o risco de lesões por esforços repetitivos. Segundo Boninger et al. (2002), embora tenham sido feitos vários estudos relacionando as lesões à propulsão manual das cadeiras de rodas, os cadeirantes têm muito pouca ou quase nenhuma informação sobre a melhor maneira de tracionar ou posicionar os ajustes de suas cadeiras de modo a prevenir ou reduzir estas lesões causadas pelos esforços excessivos e repetitivos. Segundo van der Woude et al. (2001), a relação entre o cadeirante e a cadeira gera influência direta sobre a eficiência do tracionamento, sendo que mínimas diferenças de ajustes na cadeira e o tipo físico do cadeirante influenciam diretamente nessa eficiência.

As condições sedentárias em que os cadeirantes se encontram podem ser fatores de risco negativo aos seus organismos. Doenças como trombozes e feridas causadas pela pressão constante do corpo nas áreas de contato com a cadeira podem prejudicar a saúde do cadeirante, chegando a levar a casos de amputação de seus membros inferiores.

Segundo Boninger et al. (2002) e Rankin (2010) muitos usuários de cadeiras de rodas manuais estão em risco constante de lesões por esforços nos membros superiores, sendo relatado que a região em que mais sofrem lesões é o ombro, ficando na entre 31% a 73% das reclamações. Ainda segundo Boninger et al. (2002), em estudos detalhando a prevalência de dores nos membros superiores de usuários de cadeiras de rodas, os pesquisadores relatam que os esforços repetitivos são os principais causadores de dores. Segundo van der Woude et al. (2001) boa parte das dores e lesões causadas aos ombros são devidas às pressões internas elevadas durante a estabilização da articulação glenoumeral, que faz com que o ombro fique estável para que os braços e os antebraços executem os movimentos de tracionamento das rodas. Os estudos de Boninger et al. (2000), concluíram que a otimização da geometria da cadeira de rodas baseada nas características funcionais dos cadeirantes pode ser muito benéfica.

O posicionamento do cadeirante em relação ao centro do eixo da roda traseira da cadeira é um dos principais pontos de estudo discutidos por vários pesquisadores. Nos modelos de cadeiras de rodas convencionais mais simples, os ajustes de altura do assento e a

posição horizontal são praticamente os únicos fatores que determinam esse posicionamento. O estudo do posicionamento do eixo em vários pontos diferentes em relação ao ombro utilizando modelos matemáticos pode ajudar a descrever o perfil do comportamento do conjunto em várias situações, norteados e delimitando os parâmetros para posteriores testes práticos, os quais demandam tempo e costumam ter custos elevados.

Neste contexto, o presente trabalho propõe um modelo de cadeira de rodas e do cadeirante que possibilita determinar as forças e ativações musculares necessárias para que se mantenha um equilíbrio quase estático ou dinâmico em diferentes cenários, incluindo diferentes graus de aclive, forças resistivas, ajustes dos parâmetros da cadeira de rodas e velocidades de locomoção. O modelo musculoesquelético utilizado foi baseado em um modelo disponibilizado no programa OpenSim, que fornece as informações necessárias sobre a capacidade de geração de força dos músculos do membro superior, levando-se em consideração as características de força-velocidade, força-comprimento e braços de momento dos músculos para as determinadas posições que os braços assumem de acordo com o posicionamento imposto ao modelo. O modelo para simulação mecânica foi desenvolvido no Matlab a partir dos possíveis pontos de ajuste que podem ser executados em uma cadeira de rodas convencional com o cadeirante sendo posicionado de maneira que o permita realizar os movimentos para a propulsão da cadeira nas condições de interesse do estudo. As ativações musculares foram obtidas por otimização estática de forma a se obter a menor soma quadrática dos valores de ativação dos músculos.

A revisão bibliográfica no próximo capítulo faz uma análise dos trabalhos recentes sobre os aspectos mais frequentemente abordados em vários estudos, como a redução de esforços na propulsão da cadeira de rodas, os problemas que normalmente são decorrentes da má adequação do equipamento ao seu usuário, os tipos de equipamentos utilizados para avaliação de determinadas características de interesse nos grupos em estudo, bem como a ação e a influência dos músculos nos movimentos de propulsão da cadeira de rodas.

O modelo e a abordagem propostos, descritos no capítulo 4, são utilizados em dois estudos descritos no capítulo 5. O primeiro estudo investiga a influência do posicionamento relativo entre o ombro e o eixo da roda traseira da cadeira de rodas em uma análise quase estática, para diversos aclives e, com base no resultado, discute os ajustes mais favoráveis do ponto de vista puramente biomecânico. O segundo estudo quantifica a influência da velocidade da cadeira sobre o esforço muscular e analisa o efeito das forças inerciais e da relação força-velocidade dos músculos para velocidades crescentes da cadeira de rodas.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A biomecânica é o ramo da ciência que estuda a mecânica aplicada a sistemas biológicos levando-se em consideração os momentos e as forças que agem sobre esses sistemas e observando os efeitos que ocorrem nessa interação, segundo Freire e Corrêa (2012). De um modo geral, de acordo com Carpes (2006), a biomecânica estuda os efeitos que ocorrem quando se tem forças internas e externas agindo sobre as articulações dos corpos vivos.

Essas articulações no corpo humano podem ser descritas como sendo os “encaixes” entre os ossos. Os movimentos que essas articulações podem executar dependem dos tipos de ossos envolvidos, da forma da superfície desses ossos, dos músculos envolvidos e dos tendões e ligamentos que circundam essas articulações.

Várias disciplinas devem ser levadas em consideração quando se necessita fazer um estudo mais detalhado do movimento humano, tais como:

- a) Fisiologia – estuda as funções do corpo;
- b) Anatomia – estuda a estrutura corporal;
- c) Física – estuda o movimento dos corpos e as forças relacionadas;
- d) Matemática – é a linguagem natural da física;
- e) Ortopedia – ramo da medicina que estuda patologias em ossos, músculos, ligamentos e articulações;
- f) Neurologia – estuda a interação entre o sistema nervoso central e os músculos;
- g) Cinesiologia – estuda o movimento do corpo.

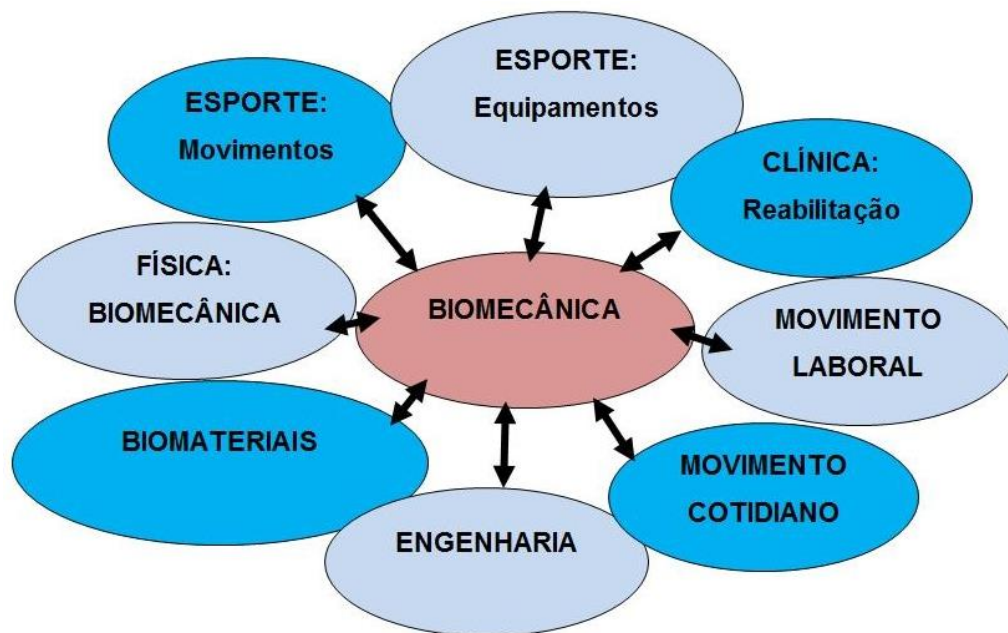


Figura 1 – Áreas de atuação relacionadas à biomecânica
 Fonte: Autor – “Adaptado de” Carpes, 2006

De acordo com Carpes (2006), a biomecânica pode ser subdividida em outros grupos (Figura 1), cada um estudando as suas devidas particularidades, mas contribuindo como um todo para a obtenção dos resultados em suas análises nas diversas áreas de atuação da biomecânica. Ainda segundo Carpes (2009), os objetivos básicos da biomecânica estão voltados à redução do gasto energético na execução de atividades, sejam esportivas ou do cotidiano, procurando melhorar e otimizar o rendimento dos indivíduos, bem como a prevenção de lesões por esforços, com a redução das sobrecargas em algumas atividades.

Em relação aos primórdios do uso de cadeiras de rodas pela humanidade, esse tipo de artefato surgiu da necessidade de transportar pessoas de um local para outro através de algo que facilitasse tal atividade. De acordo com Silva e Del’acqua (2005), o surgimento das cadeiras de rodas remete à Antiga Grécia. Nas gravuras é possível ver Hefesto (Figura 2), Deus Mitológico da Metalurgia, utilizando uma espécie de cadeira de rodas movida por dois cisnes, dando a ideia de que essa cadeira era autopropelida.



Figura 2 – Hefesto - Deus Mitológico da Metalurgia
Fonte: Silva e Del'acqua, 2005

No entanto, ainda de acordo com Silva e Del'acqua (2005), na era depois de Cristo, durante o início da história moderna do homem, se tem muito poucas gravuras e relatos de pessoas utilizando cadeiras de rodas. No ano de 1595 foi ilustrada uma imagem do rei da Espanha Felipe II utilizando-se de uma espécie de cadeira com pequenas rodas em seus pés como mostra a Figura 3, sendo essa cadeira bem avançada para a época, pois possuía ajuste de inclinação e altura dos pés, transformando-se numa espécie de um pequeno leito para o rei.



Figura 3 – Rei Felipe II da Espanha
Fonte: Silva e Del'acqua, 2005

Silva e Del'acqua (2005) ainda citam que, nos últimos séculos, com o desenvolvimento de técnicas e ferramentas e a utilização de materiais como o aço, foi possível a construção de cadeiras de rodas mais modernas, como essas representadas na Figura 4, se assemelhando muito aos padrões das cadeiras convencionais produzidas em série atualmente.

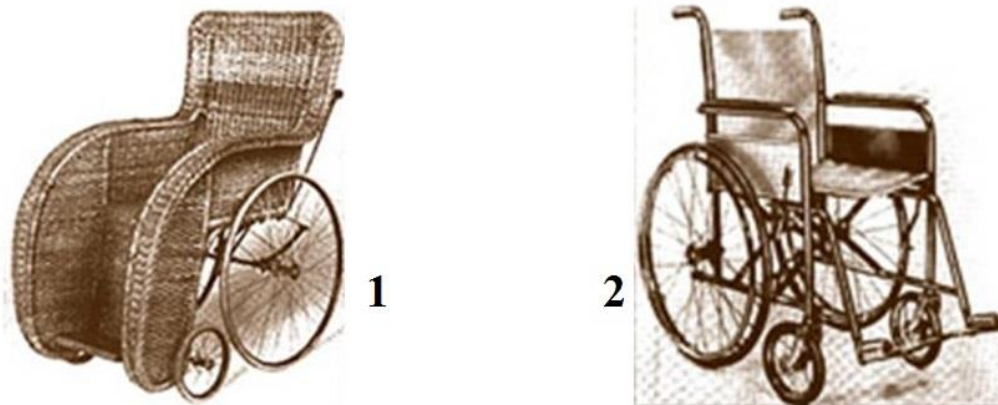


Figura 4 – Cadeiras de rodas indiana (1) e moderna (2)
Fonte: Silva e Del'acqua, 2005

Atualmente, vários modelos de cadeiras de rodas estão disponíveis no mercado, desde os mais simples e com baixo valor até os mais caros, com vários recursos de ajustes e que utilizam materiais de alta tecnologia, tais como fibra de carbono, titânio e alumínio aeronáutico, como, por exemplo, o modelo do fabricante Panthera-x. No que tange aos esforços exigidos dos seus usuários e auxiliares, no entanto, pode se dizer que esse tipo de equipamento raramente deixou de ser uma cadeira com rodas acopladas ao seu quadro para facilitar a locomoção e transporte, autônomo ou não, de quem necessita utilizá-las.

Algumas facilidades e vantagens são oferecidas pelos seus fabricantes como rodas com sistema de encaixe e desencaixe rápido, cadeiras dobráveis, materiais mais resistentes a impactos e corrosão, cadeira com baixo peso, outros modelos motorizados com acionamento elétrico das rodas e uma tecnologia mais recente com sistema de tração com assistência elétrica que auxilia o cadeirante autônomo na propulsão de sua cadeira. Esse último sistema (Figura 5) auxilia o usuário a tracionar a cadeira de rodas por intermédio de momentos aplicados às rodas por motores elétricos e baterias de íon de lítio. O sistema detecta a tração imposta ao aro pelo cadeirante e aplica um momento de maneira a reduzir o esforço do usuário.



Figura 5 – Sistema de roda com tração com assistência elétrica
Fonte: Alber, 2014

Atualmente, são realizados vários estudos experimentais, teóricos e simulações de modo a compreender os efeitos e fenômenos que ocorrem durante a utilização de cadeiras de rodas manuais. Nos estudos de Sagawa et al. (2012) foram pesquisados e descritos vários modos de análise das forças e momentos que são aplicados pelos cadeirantes para se locomoverem em cadeiras de rodas manuais. Alguns modos de análise utilizando cadeiras de rodas instrumentadas foram citados por eles, apresentando algumas vantagens e desvantagens de acordo com a técnica utilizada, como explicado abaixo:

- a) Cadeira de rodas instrumentada ergométrica – permite a captação dos sinais dos sensores de força em campo, isto é, sem que seja necessária a realização dos testes em ambiente confinado como um laboratório fechado, porém não permite a associação de muitos tipos de instrumentos de avaliação. Esses sensores podem armazenar os dados coletados tanto em um computador acoplado à cadeira, como também podem transmitir esses dados via telemetria para uma estação de controle próxima;
- b) Cadeira de rodas instrumentada sobre esteira ergométrica – pode fazer a captação dos sinais dos sensores e permite a associação de outros tipos de equipamentos de avaliação, como medidores de batimentos cardíacos, consumo de oxigênio, funções neuromusculares, entre outros;
- c) Cadeira de rodas instrumentada fixa – assim como a cadeira sobre esteira ergométrica, também pode receber equipamentos para avaliações diversas, porém, só permite a captação dos sensores de força em uma condição muito restrita. Nestes arranjos experimentais é mais difícil levar em conta os esforços para se superar obstáculos e vencer a resistência do ar e as forças inerciais.

Segundo Lin et al. (2011), mesmo que as cadeiras de rodas sejam essenciais para as pessoas com deficiência, a propulsão da cadeira de rodas se mostra mecanicamente ineficiente e os projetos de cadeiras impróprios para os seus usuários, fatores que podem ser causadores de lesões após um longo tempo de uso dessas cadeiras. Segundo van de Woude et al. (2001), toda a dinâmica da cadeira de rodas está ligada à maneira como o cadeirante interage com ela. Nas análises de Lin et al. (2011) foram estudadas as forças aplicadas ao aro de tração de maneira experimental e também através de um modelo matemático, sendo que os resultados da análise foram muito próximos aos obtidos experimentalmente tanto para cadeirantes experientes como inexperientes. As maiores discrepâncias encontradas entre a análise experimental e o modelo matemático ocorreram nos extremos dos ângulos de início e fim do ciclo do tracionamento. Segundo Lin et al. (2011), tal fato se deve à não inclusão de modelos de músculos na simulação matemática, pois a junta do ombro passou da fase de flexão para a fase de extensão causando rápidas diferenças na atividade dos músculos dessa articulação.

Os estudos de Lin et al. (2011) também apontaram que as lesões nos punhos são o segundo tipo de problema mais relatado pelos usuários de cadeira de rodas, atrás apenas das lesões causadas nas articulações e músculos dos ombros. As articulações dos punhos suportam carregamentos elevados, principalmente quando precisam tracionar todo o conjunto por períodos e trajetos mais longos. Os modelos de Lin et al. (2011), permitem a utilização de diferentes dados antropométricos e parâmetros cinemáticos, permitindo que os seus valores sejam alterados de acordo com o tipo físico da pessoa e o padrão de movimentação da cadeira de rodas em estudos futuros.

O artigo publicado por Gil-Agudo et al. (2010) relata que o interesse nas análises biomecânicas das cadeiras de rodas e seus usuários passou a ser maior quando estudos começaram a mostrar uma alta incidência de doenças, tais como lesões nos membros superiores. Atentaram-se também ao fato de que cadeirantes com tetraplegia tendem a ter mais dores nos ombros em comparação aos cadeirantes com paraplegia. Inclusive, o nível de tetraplegia ou paraplegia, isto é, a altura em que ocorreu a lesão na coluna, pode ocasionar diferenças na locomoção da cadeira de rodas, sendo necessários maiores ou menores esforços dos membros superiores.

Utilizando uma cadeira de rodas instrumentada, Gil-Agudo et al. (2010) analisaram que os picos de força nos ombros são maiores nos casos de cadeirantes tetraplégicos em relação aos paraplégicos. Os momentos de adução nos cotovelos também foram maiores em tetraplégicos, porém, os picos de momentos de força nos punhos foram maiores nos

cadeirantes paraplégicos em relação aos tetraplégicos. Foi concluído, então, que os esforços a que cadeirantes tetraplégicos são sujeitos são notadamente maiores, o que pode causar um risco maior de lesões nos membros superiores nessa população.

Outro estudo relatado por Brubaker (1986) se referiu ao fato de que as cadeiras de rodas prescritas pelos médicos e recebidas pelos cadeirantes muitas vezes se mostram como cadeiras de rodas “genéricas”, ficando bem longe do desempenho desejado e com poucos recursos para melhor adaptação aos seus usuários. Os ajustes de altura e profundidade do assento acabam sendo as únicas possibilidades para se tentar melhorar o desempenho do cadeirante em seu equipamento. Segundo Brubaker (1986), é fácil concluir que esse tipo de cadeira de rodas com poucos recursos é oferecido no mercado apenas devido ao fato de ser fácil de construir e de baixo custo de produção.

Brubaker (1986) propôs em seu estudo que a posição do cadeirante em relação ao eixo principal da cadeira, isto é, o eixo formado pelas rodas traseiras de uma cadeira convencional, é o fator preponderante para se otimizar o desempenho do conjunto. Porém, outros fatores como o tipo físico do usuário e suas capacidades, bem como o método de propulsão, acabam afetando o desempenho do conjunto, pois as condições de contração dos músculos, a frequência, a duração, a força e a velocidade de contração também alteram o rendimento. Segundo Brubaker (1986), a vantagem mecânica reduzida da cadeira de rodas em sua configuração convencional juntamente com esses fatores limitantes intrínsecos dos músculos faz com a eficiência da propulsão seja reduzida.

Boninger et al. (2000) utilizaram as próprias cadeiras de rodas dos voluntários que participaram de seus estudos, porém, equipadas com rodas instrumentadas e colocadas sobre rolos dinamométricos, para fazer a coleta de dados tais como a frequência de propulsão, os picos e a taxa de aumento da resultante de forças, ângulo de força e momento. Também foram relatados por esses autores os problemas de lesões nos membros superiores dos cadeirantes que tracionam suas cadeiras. Boninger et al. (2000) defenderam que os eixos das rodas estivessem à frente da linha vertical dos ombros e os braços a uma determinada altura para que se tivesse uma maior eficiência dos músculos e para que o cadeirante tivesse as mãos em contato com os aros de tração por um período maior, aproveitando melhor cada ciclo de tração da cadeira e diminuindo a frequência do movimento e, conseqüentemente, a fadiga dos músculos dos braços. Conforme citam Boninger et al. (2000), se pode mencionar alguns aspectos relativos ao posicionamento do cadeirante em relação à sua cadeira de rodas:

- a) Colocando o eixo das rodas traseiras mais adiante da linha vertical dos ombros faz com que se tenha um ganho em manobrabilidade da cadeira, pois a maior parte do peso do conjunto se desloca em direção às rodas traseiras, facilitando o giro em manobras. A resistência ao rolamento também diminui com este posicionamento, pois as rodas traseiras recebem maior porcentagem do peso do cadeirante e o seu diâmetro é bem superior em relação às rodas dianteiras. Porém, a estabilidade da cadeira no plano sagital fica comprometida, pois o centro de gravidade do conjunto fica mais próximo das rodas traseiras da cadeira aumentando o risco de tombamento para trás;
- b) Colocando o eixo das rodas mais atrás da linha vertical dos ombros faz com que o conjunto se torne mais estável, porém se tem como prejuízo uma diminuição da manobrabilidade da cadeira e um aumento da resistência ao rolamento, pois se aumenta o peso sobre as rodas dianteiras de diâmetro menor, dificultando o esterçamento dessas rodas e a passagem por obstáculos.

Nos estudos de Leary et al. (2011) também foi mencionado o fato de que se o conjunto cadeirante e cadeira de rodas não for otimizado, a possibilidade de lesões nos membros superiores aumenta e o desempenho físico diminui. Essa interação é altamente complexa e depende de vários fatores, principalmente o tipo físico do usuário incluindo seus atributos biomecânicos.

Leary et al. (2011) também mencionam que para a realização de estudos sobre essa interação e otimização do conjunto, experimentos práticos poderiam trazer dados mais precisos e realistas, porém, o custo para a realização desses experimentos seria mais alto e o tempo para execução seria bem maior. Os modelos matemáticos e computacionais, por outro lado, têm um custo mais baixo, permitindo que se façam alterações de parâmetros biométricos facilmente, porém, estes modelos sofrem com a dificuldade de se modelar os complexos sistemas biomecânicos. Eles propõem um modelo bidimensional de análise quase estática para o ciclo de propulsão manual da cadeira de rodas. Rankin et al. (2001) desenvolveram um modelo de membro superior utilizando a plataforma SIMM (Musculographics Inc.) que fora inserido na simulação da cadeira de rodas em seus testes.

Richter et al. (2001) propuseram um modelo matemático que utiliza um mecanismo de quatro barras para a simulação de propulsão das cadeiras de rodas no plano sagital, de modo a determinar qual a melhor posição do assento da cadeira em relação às suas rodas traseiras, pois essa posição afeta tanto a estabilidade da cadeira como a maneira com que o cadeirante

pode realizar a propulsão de sua cadeira de rodas. Os seguintes parâmetros foram analisados com o modelo proposto:

- a) Os comprimentos do braço e antebraço do cadeirante;
- b) A posição do ombro do usuário em relação à cadeira;
- c) O tamanho da roda e do aro de tração da cadeira.

O estudo teve como objetivos entender as técnicas de tracionamento manual da cadeira de rodas e reduzir a carga de trabalho sobre os membros superiores, bem como melhorar o resultado quando se necessita de reabilitação.

Richter et al. (2001) fizeram seus experimentos com a participação de doze cadeirantes ativos que tracionavam suas cadeiras sobre esteiras fixas para que fossem realizadas as coletas de dados através de rodas instrumentadas para captação dos momentos e sensores eletromiográficos para captação dos sinais de ativação dos músculos nas articulações dos ombros e cotovelos. Após a comparação da análise computacional do modelo matemático com os resultados da análise experimental, os autores puderam concluir que a maior parte da demanda de esforços na musculatura do ombro é devida à estabilização da articulação glenoumeral durante o ciclo de tracionamento da cadeira de rodas. Como também observado por van der Woude et al. (2001), essa demanda de esforços na articulação do ombro faz com que haja desgaste e esmagamento das cartilagens. Ainda segundo van der Woude et al. (2001), os esforços impostos pelos braços para executar o movimento de tracionamento da cadeira requerem a estabilização do ombro agindo como apoio, sendo suportadas forças internas da ordem de 2.000 N para tal estabilização.

Leary et al. (2011) propuseram estudos baseados no modelo proposto por Richter et al. (2001), citando que esse modelo se mostrou extremamente importante para as análises iniciais de seus trabalhos. Porém, apontam para um erro crítico no modelo de Richter et al. (2001) que ocorre no ombro devido ao momento anteflexor gerado pela musculatura. Esse momento, segundo Richter et al. (2001), de acordo com o diagrama da Figura 18, seria anteflexor e deveria ocorrer em todo o ciclo de tracionamento da cadeira. Leary et al. (2010) identificaram que esse momento anteflexor ocorre apenas na parte inicial do ciclo de tracionamento da cadeira, sendo que a retroflexão ocorre a partir da região central até o final do ciclo de tracionamento. Durante os testes experimentais realizados por Leary et al. (2011) para as suas análises, assim como foi proposto no modelo de Richter et al. (2001), algumas condições de

simplificação tiveram que ser adotadas para que os participantes pudessem fazer os exercícios de captação dos sinais de forma parecida e parametrizada. Essas condições listadas pelos autores são descritas a seguir e também são as mesmas adotadas nas análises realizadas neste trabalho:

- a) As rodas da cadeira e os braços do cadeirante estão contidos em um mesmo plano cuja direção normal é dada pelo eixo das rodas. Essa determinação faz com que não haja movimento de abdução do ombro;
- b) A posição inicial, representada pelo ponto C na Figura 6, corresponde ao ponto de contato da mão do cadeirante com o aro de tração, e deve ser tal que os antebraços do cadeirante estejam direcionados perpendicularmente aos aros de tração;
- c) A posição em que as mãos perdem contato com os aros de tração, representada pelo ponto R na Figura 6, corresponde à configuração em que os antebraços e os braços do cadeirante ficam alinhados perpendicularmente ao aro de tração. Porém, nesse trabalho, a região final onde há a total extensão do cotovelo foi desconsiderada das análises de modo a eliminar os picos gerados nos valores de custo nessa região. Esses picos notados durante as simulações, foram excluídos para não haver distorções nos resultados obtidos;
- d) A mão permanece em contato com o aro de tração desde o evento de contato (ponto C) até o ponto de perda de contato final (ponto R);
- e) As forças tangenciais e radiais assim como todas as variáveis analisadas são definidas como funções da posição angular da roda durante o tracionamento;
- f) A posição do ombro em relação ao eixo da roda não muda durante o ciclo de tracionamento;
- g) As velocidades angulares da roda e da cadeira permanecem constantes durante o ciclo de tracionamento. Assume-se escorregamento nulo entre a roda e o pavimento.

Outro ponto importante a ser considerado nos estudos sobre o tracionamento de cadeiras de rodas é a manobra de empinar a cadeira de rodas. É um recurso utilizado por cadeirantes experientes para auxiliá-los a transpor obstáculos. Nesta manobra, a pessoa se utiliza de um impulso no aro de tração para que as rodas dianteiras da cadeira sejam levantadas no ar. Posteriormente, a cadeira de rodas fica sendo equilibrada apenas pelas rodas traseiras através da perícia do cadeirante em se manter nessa condição. Sendo uma condição de instabilidade, segundo Kirby et al. (1995), essa facilidade de empinar a cadeira de rodas

pode ser positiva se auxiliar o cadeirante a transpor obstáculos, ou negativa, ao gerar o risco de sérios acidentes por tombamento traseiro do conjunto. Esse recurso, que pode ser utilizado por usuários experientes é afetado diretamente pelo posicionamento do eixo traseiro em relação ao centro de massa do conjunto. O posicionamento do corpo do cadeirante mais adiante em relação ao eixo traseiro melhora a condição de estabilidade da cadeira, mas gera maior dificuldade para empiná-la. Além disso, o seu giro em manobras para a esquerda ou direita se torna mais lento e requer maior esforço, havendo, portanto, deterioração da manobrabilidade. Para a situação oposta a essa, ou seja, o deslocamento do centro de massa do conjunto para posição mais próximo ao eixo traseiro da cadeira, e o usuário ganha agilidade nas manobras com mudanças de direção e maior facilidade de empiná-la, ao custo de um maior o risco de tombamento. Segundo Louis e Gorce (2010) e Gorce e Louis (2012), a posição do eixo traseiro em relação ao ombro é fator preponderante na relação entre ativações musculares e lesões provocadas nos ombros, sendo que o posicionamento anterior do eixo da roda provoca maiores lesões às articulações.

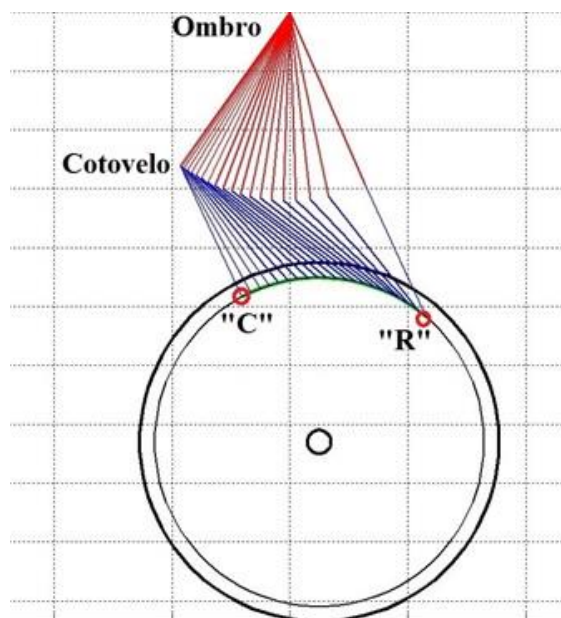


Figura 6 – Desenho esquemático da cinemática na fase de propulsão
Fonte: Autor

3 BIOMECÂNICA DA PROPULSÃO DA CADEIRA DE RODAS

Neste capítulo são descritos os principais elementos que constituem o sistema músculo-esquelético e suas devidas funções na atuação da propulsão da cadeira de rodas.

3.1 Músculos

A Miologia é a ciência que estuda os músculos. Segundo Ferreira (2005), os músculos estriados esqueléticos são estruturas orgânicas capazes de transformar energia química em energia mecânica com o propósito de gerar movimentação das articulações do corpo. Ainda segundo Ferreira (2005), os músculos são constituídos por células alongadas reunidas em grupos chamados de fibras musculares. Esses músculos são controlados por ações voluntárias do sistema nervoso quando destinados a desempenhar tarefas específicas na movimentação das articulações, segundo Erdemir (2007).

O movimento mecânico de contração do músculo é realizado dentro das fibras musculares pela interação das proteínas miosina e actina, formando, respectivamente, os filamentos grossos e finos. Esses filamentos são as partes principais da constituição dos sarcômeros, que são as unidades contráteis. O arranjo dos sarcômeros é feito de forma paralela e seriada nas miofibrilas para compor, então, as fibras musculares (Figura 7).

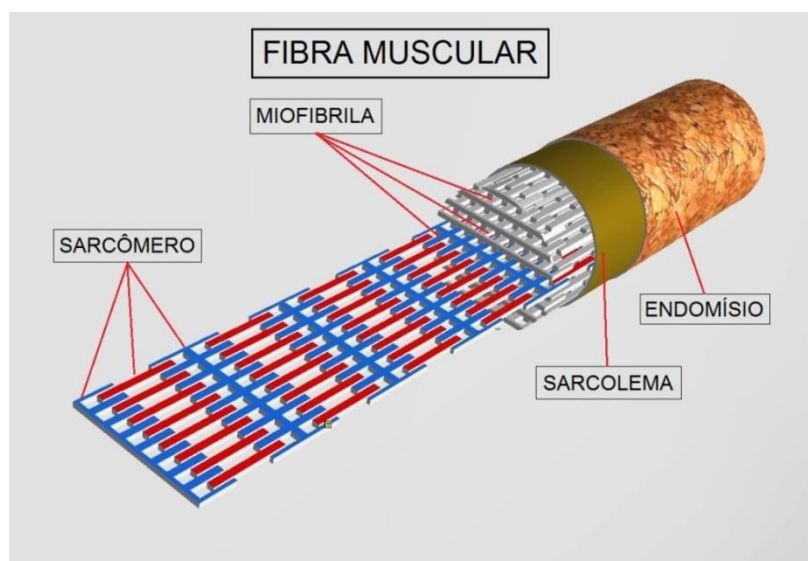


Figura 7 – Fibra Muscular

Fonte: Autor – “Adaptado de” Tortora e Derrickson, 2012

Segundo Ferreira (2005), a interação da actina com a miosina (Figura 8), através de processos de ligações químicas do cálcio citosólico, leva os filamentos finos da Faixa ‘A’ a deslizarem sobre os filamentos grossos da Faixa ‘I’, chegando ao seu ponto máximo quando ocorre o fechamento da Zona ‘H’ durante a contração do sarcômero, e, consequentemente, essas células agindo em uma cadeia seriada ligada através das Linhas ‘Z’, fazem em conjunto o processo de contração do músculo (Figura 9).

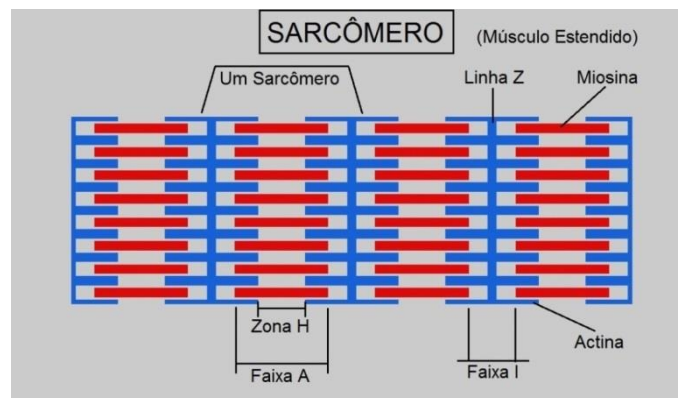


Figura 8 – Sarcômero (músculo estendido)
Fonte: Autor – “Adaptado de” Tortora e Derrickson, 2012



Figura 9 – Sarcômero (músculo contraído)
Fonte: Autor – “Adaptado de” Tortora e Derrickson, 2012

Segundo Tortora e Derrickson (2012), a contração muscular tem início em um processo chamado sinapse neuromuscular através do envio de impulsos nervosos até terminações nervosas contidas nos músculos. Nesse processo ocorre a liberação dos íons de cálcio (Ca^{++}) armazenados no retículo sarcoplasmático, gerando um fluxo desses íons para o citoplasma, que envolve os conjuntos de sarcômeros no interior das fibras musculares.

Segundo Ferreira (2005), a permeabilidade do sarcolema é o mecanismo que regula a entrada dos íons de cálcio nas células através de pequenos tubos, para que possam alcançar os

sarcômeros e gerar a interação entre a actina e a miosina. Esse mecanismo é comandado pelas junções mioneurais, que através da maior ou menor liberação de acetilcolina nas fendas sinápticas faz com que ocorra um fluxo de íons sódio (Na^{++}) para dentro do sarcolema, despolarizando a membrana da fibra muscular e liberando os íons de cálcio retidos no retículo sarcoplasmático para dentro da célula. Conforme Tortora e Derrickson (2012), enquanto houver esse processo fluindo, haverá contração muscular, sendo cessada somente quando as partículas de cálcio retornarem para o retículo sarcoplasmático. Essas ligações químicas, relacionadas ao nível de ativação das células musculares, fazem com que haja gasto metabólico através do processo de quebra da glicose e do fósforo no organismo, de onde se obtém as moléculas chamadas de adenosina trifosfato (ATP). Essas moléculas são, entre outros, os elementos químicos que geram os suprimentos necessários à respiração celular e agem como combustível para que as células funcionem durante o processo de contração dos músculos.

Conforme cita Ferreira (2005), as fibras musculares são arranjadas em conjuntos paralelos formando uma estrutura primária maior revestida por um tecido conjuntivo chamado de endomísio. O arranjo dessas novas estruturas formam os feixes musculares, revestidos individualmente pelas camadas epimísio, e esses por suas vezes, formam a estrutura mais complexa do músculo que é revestido pelo perimísio. O tendão na extremidade do músculo faz a inserção dessa estrutura no esqueleto para que a força do músculo seja aplicada ao esqueleto (Figura 10).

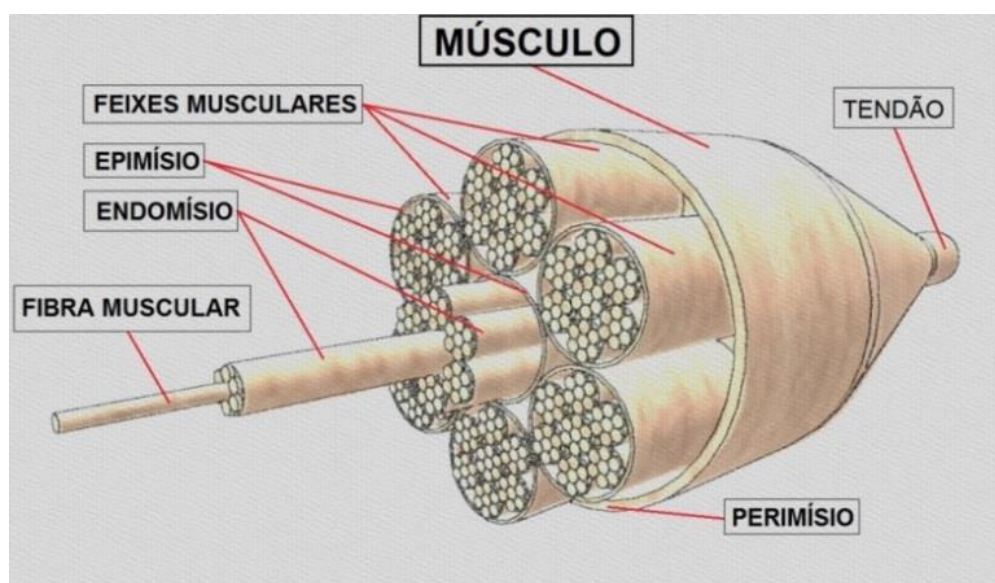


Figura 10 – Anatomia do músculo
Fonte: Autor – “Adaptado de” Tortora e Derrickson, 2012

A capacidade que os músculos possuem de realizar tarefas está ligada a vários fatores que determinam a magnitude de suas forças, tais como seu braço de momento em relação ao centro da articulação, a relação força-velocidade e a relação força-comprimento.

Segundo Zajac (1989), a relação força-comprimento está relacionada à força isométrica que o músculo pode desempenhar em função do comprimento do músculo. O fator preponderante nesse caso é o número de ligações entre a actina e a miosina que ocorrem nos sarcômeros, sendo, segundo Zajac (1989), o comprimento correspondente à máxima força (F_m) denominado comprimento ótimo do músculo (ℓ). O número de ligações químicas no interior do sarcômero é reduzido tanto à direita como à esquerda desse ponto, no alongamento e no encurtamento dos sarcômeros, respectivamente, fazendo com que o valor da força seja menor nessas regiões (Figura 11).

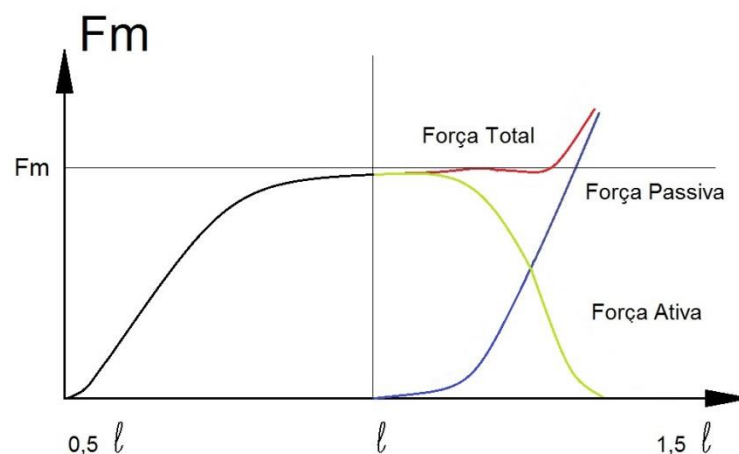


Figura 11 – Relação força-comprimento
Fonte: Autor – “Adaptado de” Zajac, 1989

Conforme Zajac (1989), a velocidade com que ocorrem as ligações químicas nos sarcômeros tem um valor limite máximo. O comportamento do músculo pode variar quando submetido a uma mesma força, mas sujeito a diferentes taxas de contração (Figura 12). Quando a força é aplicada e o músculo está exercendo uma ação excêntrica (Figura 16), i.e., estendendo-se, a força aumenta com o aumento da velocidade (Figura 12, em azul). Quando existe uma ação isométrica (Figura 17), a força máxima aplicada pelo músculo nesta condição é denominada força isométrica máxima (Figura 12, ponto central). Na ação concêntrica (Figura 15), a força diminui à medida que a velocidade aumenta, chegando ao ponto limite máximo a partir do qual a capacidade de gerar força é nula (Figura 12, em preto). Segundo

Zajac (1989), a velocidade de contração é limitada pelo número de ligações químicas que podem ser realizadas pela actina e a miosina nos sarcômeros dentro de um determinado período de tempo.

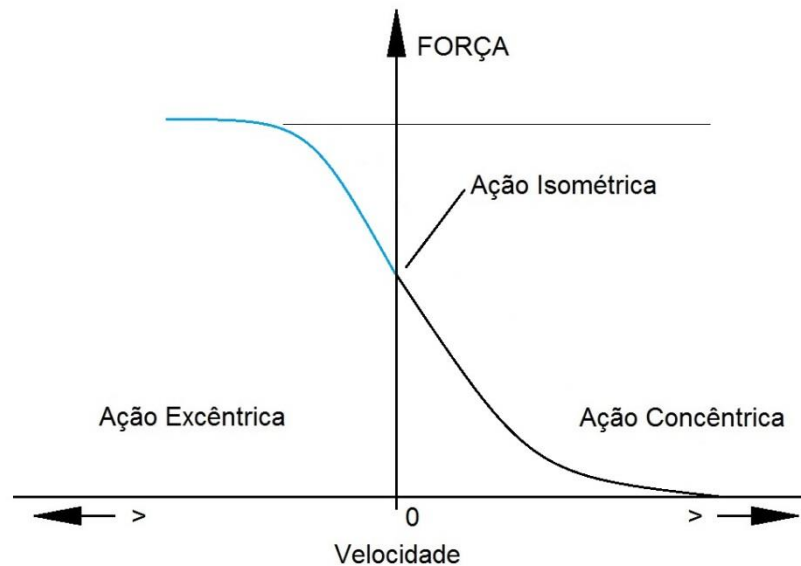


Figura 12 – Relação força-velocidade
Fonte: Autor – “Adaptado de” Zajac, 1989

Segundo Zajac (1989), os níveis de ativação dos músculos são valores numéricos que significam o quanto esses músculos estão sendo solicitados quando submetidos à uma determinada condição em que tenham que gerar força. Esse valor de ativação é compreendido numa faixa que varia de ‘0’ a ‘1’, sendo que ‘0’ significa que não está sendo ativado e ‘1’ significa que esse músculo está sendo solicitado em 100% do valor da sua força máxima para as condições correntes de velocidade e comprimento do músculo.

Segundo Erdemir et al. (2007), o modelo de Hill (Figura 13) é uma representação simplificada dos componentes que constituem os músculo, levando em consideração as características mecânicas particulares de cada um deles. Os tendões e a aponeurose (tecido que envolve o músculo, segundo Tortora e Derrickson (2012)), são considerados os elementos elásticos em série (SE) com comportamento não linear. O tecido conjuntivo que envolve as fibras (endomísio) funciona também como elemento elástico passivo (PE) (Figura 11, em azul) em paralelo aos elementos contráteis do músculo (CE) (Figura 11, em verde) que são formados pelos sarcômeros dentro das fibras. O ângulo de penação é representado na figura pela letra “ α ”.

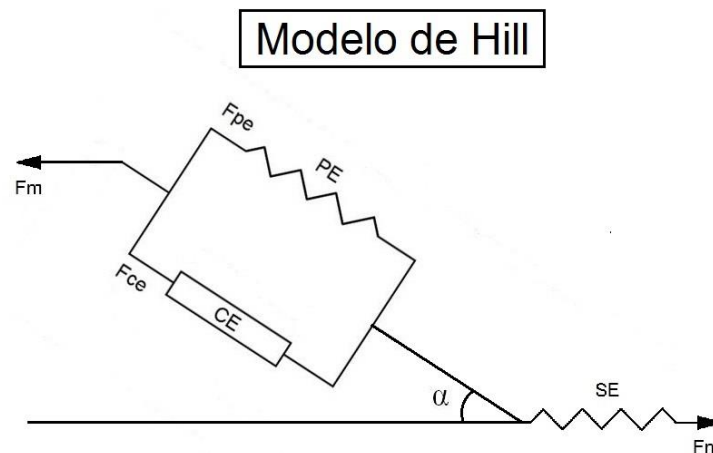


Figura 13 – Representação do modelo de Hill
 Fonte: Autor – “Adaptado de” Erdemir et al., 2007

O momento articular resultante da aplicação das forças de todos os músculos e outras estruturas articulares é influenciado pelos braços de momento dos músculos, os quais dependem, por sua vez, da configuração relativa dos membros adjacentes à articulação. No desenho esquemático da Figura 14, o braço de momento é a distância perpendicular entre a linha de ação de força do músculo e o centro articular quando o músculo age ao longo de uma linha reta que liga os pontos de origem (proximal) e inserção (distal). Para o exemplo ilustrativo da Figura 14, quando a articulação está situada em uma posição de 90° (em vermelho), o braço de momento é dado pela distância ‘D’. Quando a articulação está fletida ou estendida (em azul), as distâncias d_1 e d_2 , respectivamente, representam os braços de momento da articulação. O momento deste músculo em relação à articulação é dado pelo produto da força e do braço de momento, de onde se conclui que o ângulo articular afeta a capacidade do músculo de gerar momento.

A ação da maioria dos músculos, no entanto, não pode ser representada por uma reta entre a origem e a inserção porque a maioria dos músculos interage com as estruturas adjacentes, por exemplo, deslizando sobre superfícies ósseas e outros músculos ou sendo restringidas por ligamentos. Nestes casos, o braço de momento do músculo em relação a uma determinada articulação na direção de uma determinada coordenada generalizada pode ser definido como a derivada parcial do comprimento total do músculo em relação à coordenada generalizada (Delp et al., 1990).

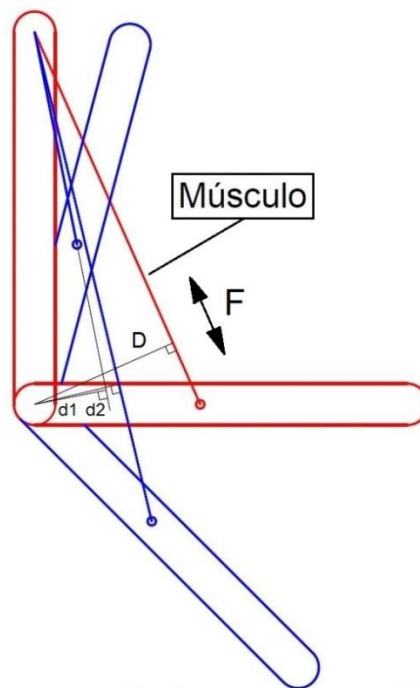


Figura 14 – Braço de momento da articulação
Fonte: Autor

3.2 Sistema músculo esquelético do membro superior

Os braços e antebraços possuem a capacidade de produzir os momentos necessários para fazer o tracionamento da cadeira através das articulações do ombro e do cotovelo, sendo que a movimentação da cadeira é obtida através da transferência das forças pelas mãos aos aros de tração solidários às rodas da cadeira.

O modelo de membro superior utilizado nesse trabalho é formado por um conjunto de 21 músculos obtidos a partir do software OpenSim e que cruzam as articulações do ombro e do cotovelo, relacionados na Tabela 1. De acordo com Kendall et al. (2007) e Tortora e Derrickson (2012), os principais músculos envolvidos na realização do ciclo de tracionamento da cadeira são 11, sendo que esses músculos estão relacionados com as funções que executam na Tabela 1. As articulações do ombro e do cotovelo exercem momentos de extensão e flexão quando atuam no plano sagital do corpo. Segundo Vilela et al. (2011), os músculos envolvidos nessas articulações podem ser classificados e descritos conforme as suas funções da seguinte maneira:

- a) Agonistas e antagonistas – englobam os músculos diretamente envolvidos na geração do movimento em uma articulação, sendo que os músculos antagonistas têm ação

contrária aos agonistas. Estes músculos podem exercer ação concêntrica, quando encurtam enquanto aplicam força (Figura 15), excêntrica, quando aumentam de comprimento enquanto aplicam força (Figura 16), ou isométrica, quando mantêm seu comprimento constante enquanto aplicam força (Figura 17).

- b) Estabilizadores – esses músculos fazem com que uma determinada articulação fique em posição estacionária para que outro conjunto de músculos possa executar movimentos excêntricos ou concêntricos em outra articulação;
- c) Neutralizadores – são músculos que agem de maneira a impedir que outros músculos, senão os que estão envolvidos no movimento, provoquem alguma ação indesejada na articulação.

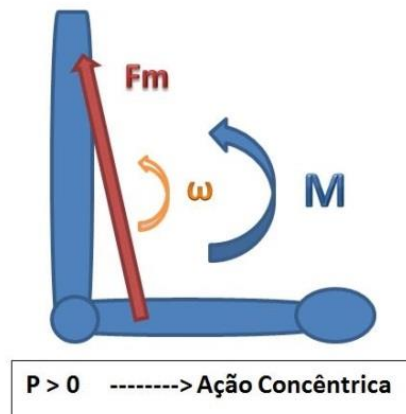


Figura 15 – Ação concêntrica
Fonte: Autor – “Adaptado de” Vilela et al., 2011

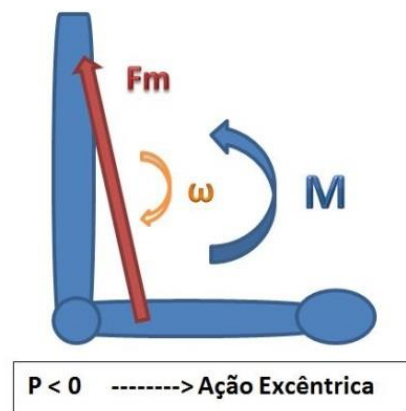


Figura 16 – Ação excêntrica
Fonte: Autor – “Adaptado de” Vilela et al., 2011

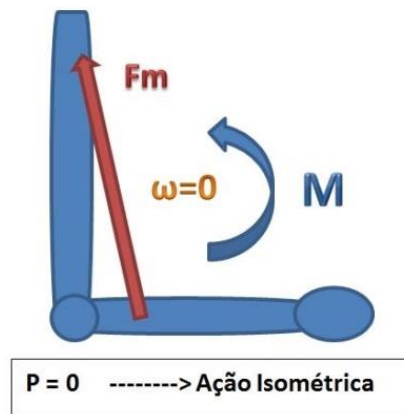


Figura 17 – Ação isométrica
 Fonte: Autor – “Adaptado de” Vilela et al., 2011

Tabela 1 – Músculos do membro superior e sua função (tracionamento da cadeira no plano sagital)

Músculo	Ombro		Cotovelo	
	Flexão	Extensão	Flexão	Extensão
Tríceps Longo		X		X
Tríceps Lateral				X
Tríceps Médio				X
Bíceps Longo	X		X	
Bíceps Curto	X		X	
Braquial			X	
Coracobraquial	X			
Deltóide 1 (Anterior)	X			
Deltóide 2 (Lateral)				
Deltóide 3 (Posterior)		X		
Infraespinal				
Lateral 1 (Redondo Menor)				
Lateral 2 (Redondo Maior)		X		
Lateral 3 (Grande Dorsal)		X		
Peitoral 1 (Maior Superior)	X			
Peitoral 2 (Médio)				
Peitoral 3 (Inferior)				
Subescapular				
Supraespinal				
Trapézio Menor				
Trapézio Maior				

Fonte: “Adaptada de” Kendall et al., 2007 e Tortora e Derrickson, 2012

Kendall et al. (2007) descrevem a função dos principais músculos envolvidos na propulsão de cadeiras de rodas sendo representados na Tabela 1 quanto ao seu posicionamento e função e na Figura 18 quanto à movimentação da articulação:

- a) No cotovelo o movimento de flexão é realizado pelos músculos bíceps longo, bíceps curto e braquial, enquanto que o movimento de extensão é realizado pelos músculos tríceps longo, tríceps lateral e tríceps médio;
- b) No ombro os movimentos de anteflexão (flexão) são executados pelos músculos bíceps longo, bíceps curto, coracobraquial, deltóide anterior e peitoral superior, e de retroflexão (extensão) são executados pelo bíceps longo, redondo maior e grande dorsal.

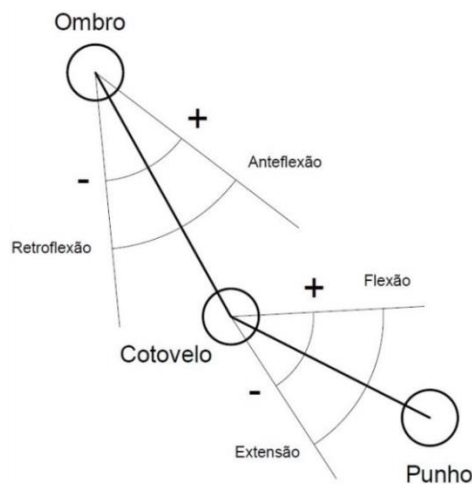


Figura 18 – Denominação dos movimentos nas articulações do ombro e do cotovelo
 Fonte: Autor – “Adaptado de” Leary, 2011 e Kendall et al., 2007

De acordo com van der Woude et al. (2001), parte dos músculos ligados às articulações que não exercem papel direto nos movimentos executados no plano sagital para o tracionamento da cadeira desempenham outras funções, tais como estabilização e neutralização das articulações. Outros músculos acabam exercendo papéis de pouca ou nenhuma significância na função de gerar os momentos nas articulações para o tracionamento da cadeira, devido ao fato de agirem predominantemente em outros planos, tais como o frontal e o transversal.

4 MODELOS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritos os modelos e métodos aplicados ao trabalho, bem como a integração entre os programas utilizados na elaboração do modelo matemático.

4.1 Modelo musculoesquelético do membro superior

Os dados antropométricos utilizados nesse trabalho foram obtidos através do modelo ArmCurling_StatOpt.osim (Figura 19) disponibilizado na plataforma OpenSim, sendo esse modelo uma variação simplificada do modelo UpperLowerBody.osim, desenvolvido através da fusão dos trabalhos de Delp et al. (1990) e Holzbaur et al. (2005), que levam em consideração os modelos de membros inferiores e superiores do corpo humano, respectivamente. Nesse modelo são considerados, na simulação, 21 músculos do membro superior que fazem a movimentação das articulações do braço e do cotovelo como descrito na Tabela 1, sendo os músculos construídos a partir de um modelo do tipo Hill (Schutte, 1993) (Figura 13).

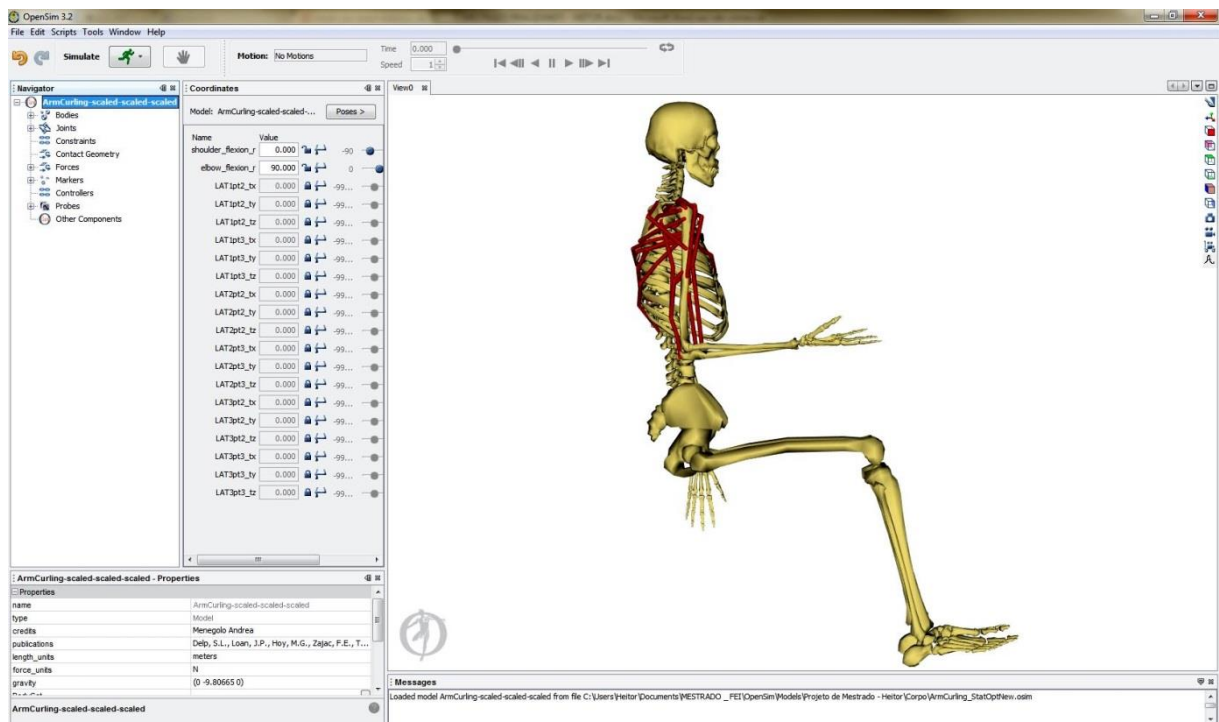


Figura 19 – Modelo do sistema músculo esquelético humano - interface gráfica do programa OpenSim
Fonte: OpenSim 3.2

Para a simulação do modelo matemático neste estudo, foi considerado um indivíduo com estatura de 1,70 m, sendo esse o valor médio entre as alturas médias de homens e mulheres no Brasil, 1,75 m e 1,65 m, respectivamente, e massa corporal de 70 kg. Esses valores foram obtidos a partir do modelo original disponibilizado no OpenSim com massa corporal de 75,68 kg e altura de 1,54 m e para executar tal alteração foi utilizada a ferramenta “*Scale Model*” no menu “*Tools*” do programa.

As propriedades antropométricas dos segmentos do corpo do indivíduo importantes ao modelo, como o comprimento do braço (B), o comprimento antebraço (A), a distância do centro de gravidade (CG) do braço em relação ao ombro (b), a distância do CG do antebraço em relação ao cotovelo (a), a massa do braço (m_B), a massa do antebraço (m_A), o momento de inércia do braço em relação ao seu CG (j_B) e o momento de inércia do antebraço em relação ao seu CG (j_A), foram obtidos através das informações fornecidas sobre cada membro do corpo individualmente através do menu “*Navigator>Bodies*” do OpenSim. Os valores desses parâmetros são apresentados na Tabela 2. Os parâmetros das forças isométricas máximas dos músculos e braços de momento no ombro e no cotovelo também foram obtidos do OpenSim através do menu “*Navigator>Force>Muscles*” e das ferramentas gráficas internas de simulação estática que fornecem as informações dos braços de momento ao longo do ciclo.

Nos parâmetros relativos ao antebraço foram incorporadas também as propriedades antropométricas relativas à massa, ao centro de gravidade ao e momento de inércia da mão, porque a massa da mão não pode ser considerada desprezível em relação à massa do antebraço.

Para o modelo do tipo Hill implementado no OpenSim, a força no tendão pode ser calculada a partir da ativação muscular pela expressão:

$$F_{ti} = a_i f_v(v) f_l(l) F_{iso} \cos \alpha_i \quad (1)$$

onde F_{ti} é a força no tendão (músculo), a_i é o nível de ativação muscular, f_v é a relação força-velocidade de cada músculo, f_l é a relação força-comprimento de cada músculo, α_i é o ângulo de penação das fibras musculares de cada músculo e F_{iso} é a força isométrica máxima de cada músculo (tabela de dados no apêndice A do trabalho). É importante frisar que esta expressão despreza a rigidez em paralelo ao elemento contrátil. As relações força-velocidade

e força-comprimento e o efeito do ângulo de penetração do músculo são agrupados em um único fator k_i que depende das coordenadas e velocidades generalizadas do sistema esquelético:

$$k_i = f_v(v)f_l(l) \cos \alpha_i \quad (2)$$

A partir da ativação muscular, força no tendão e F isométrica máxima fornecidas pelo OpenSim para o movimento prescrito, o fator k_i (Equação 3), para cada músculo pode ser determinado por:

$$k_i = \frac{Ft_i}{a_i F_{isoi}} \quad (3)$$

4.2 Modelo da cadeira de rodas

O modelo da cadeira de rodas utilizado na simulação se refere a uma cadeira com dimensões baseadas nas medidas sugeridas pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) - Norma NBR 9050:2004 (Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos), conforme pode ser visto na Figura 20. Os valores de peso do conjunto estão de acordo com informações de catálogos de fabricantes, totalizando uma massa de 16 kg, incluindo as rodas. As rodas são representadas de acordo com os tamanhos mais usuais e também de acordo com a Norma NBR 9050:2004, possuindo diâmetro do pneu de 24 polegadas e aro de tração de 22 polegadas.

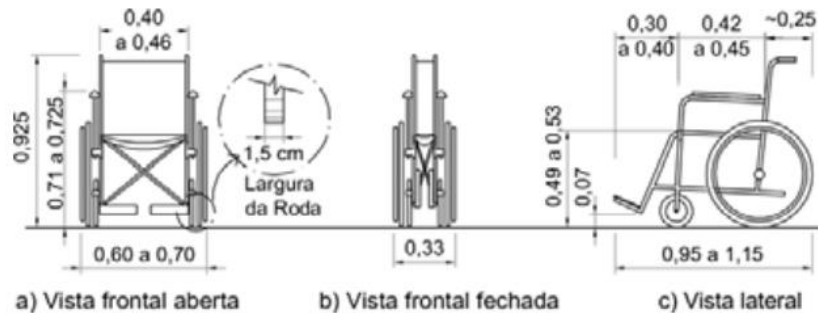


Figura 20 – Modelo da cadeira de rodas (medidas adotadas no modelo matemático)
Fonte: Norma ABNT 9050:2004

O valor do parâmetro de massa da cadeira de rodas (m_{Cd}) foi adotado de acordo com os valores encontrados em produtos no mercado, assim como o valor da massa da roda (m_R). O momento de inércia das rodas da cadeira em relação ao eixo de rotação foi calculado utilizando a Equação 4, onde m_R é a massa da roda e R_2 é o raio da roda. Esta expressão é válida assumindo que a massa do conjunto roda/pneu é uniformemente distribuída. Esses valores também estão listados na Tabela 2.

$$J_R = \frac{1}{2} m_R R_2^2 \quad (4)$$

Assim como proposto por Richter et al. (2001) é possível fazer uma representação simplificada do conjunto cadeira de rodas/cadeirante através de um modelo matemático que utiliza um mecanismo de quatro barras para a simulação de propulsão das cadeiras de rodas.

O modelo consiste de dois segmentos que representam o braço e o antebraço do cadeirante e outros dois segmentos representando o raio da roda e uma linha imaginária que liga o ombro ao eixo da roda traseira da cadeira, fechando o ciclo representado no plano sagital do corpo humano, tendo apenas 1 grau de liberdade em função do ângulo exercido pela roda na extensão que o punho pode percorrer durante o tracionamento.

4.3 Modelo do sistema cadeira de rodas/cadeirante

O modelo matemático apresentado neste trabalho visa fornecer, através de simulação computacional, o nível de ativação muscular necessário aos músculos dos membros superiores de um cadeirante na fase de propulsão, ou fase de contato de locomoção com uma cadeira de rodas manual convencional. Essa análise é realizada considerando o percurso das duas mãos do cadeirante sobre o aro de propulsão durante a fase de propulsão autônoma da cadeira de rodas, tanto para o conjunto situado em uma superfície plana nivelada, como para diferentes inclinações de uma rampa em alicive. No capítulo seguinte, o modelo será utilizado em dois estudos: 1) investigação da influência da posição relativa do usuário em relação à roda traseira da cadeira sobre o esforço de propulsão empregando uma análise quase estática; 2) investigação da influência da velocidade da cadeira e do aro sobre o esforço de propulsão empregando uma análise dinâmica.

Assim como reportado por outros autores na revisão bibliográfica, a posição do eixo da roda traseira da cadeira de rodas em relação ao ombro do cadeirante é o principal fator de alteração de desempenho durante o ciclo de tracionamento da cadeira de rodas, sendo o parâmetro ‘h’ relativo ao posicionamento horizontal e o parâmetro ‘v’ relativo ao posicionamento vertical como mostra a Figura 21.

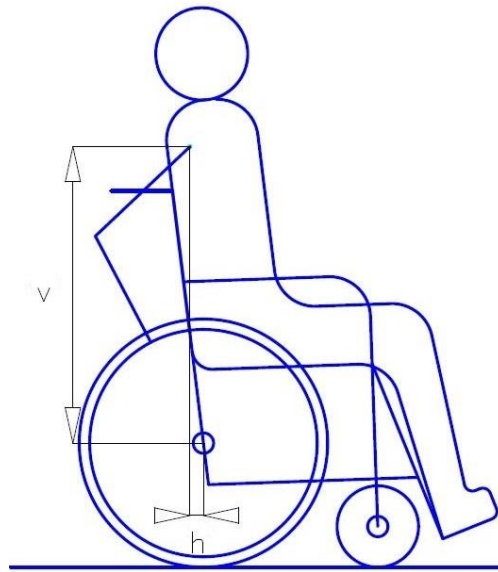


Figura 21 – Posicionamento do cadeirante em relação às rodas traseiras da cadeira
Fonte: Autor

Os parâmetros de ajuste estão relacionados diretamente aos valores de momentos e forças aplicados pelo cadeirante às rodas traseiras da cadeira durante a fase de propulsão e, portanto, aos esforços e ao custo energético. A variação dos valores de ajuste tem como objetivo determinar a região de melhor combinação entre a altura e a profundidade do eixo das rodas traseiras da cadeira em termos de um critério de desempenho que quantifique o esforço muscular. É importante ressaltar desde já que este estudo não trata diretamente de fatores que devem ser levados em consideração na avaliação do desempenho de uma cadeira de rodas, como por exemplo, a manobrabilidade e a estabilidade do conjunto.

As equações do movimento que regem a dinâmica do modelo foram obtidas através da aplicação do Teorema do Movimento do Baricentro (TMB) e do Teorema do Momento Angular (TMA) a todos os corpos que compõem o sistema multicorpos, e posterior aplicação do formalismo de Newton-Euler (Schiehlen, 1997), como descrito em mais detalhes adiante.

Como visto na revisão bibliográfica, algumas condições de contorno e simplificações foram adotadas no modelo e nas simulações apresentadas adiante neste trabalho:

- a) Os braços do cadeirante e o aro de propulsão das rodas da cadeira estão contidos em planos paralelos ao plano sagital com deslocamentos permitidos em apenas duas direções, antero-posterior 'x' e vertical 'y';
- b) A condição inicial (ponto C na Figura 6) corresponde ao contato da mão do cadeirante com o aro de propulsão, e é tal que os seus antebraços estejam perpendiculares aos aros de tração. A configuração final corresponde ao instante em que as mãos perdem contato com os aros de tração (ponto R na Figura 6) o que ocorre quando os antebraços e os braços do cadeirante ficam alinhados;
- c) As mãos permanecem em contato com o aro de tração desde a posição inicial (ponto C na Figura 6) até a final (ponto R na Figura 6) durante toda a fase de tracionamento;
- d) A posição do ombro (ponto O) em relação ao eixo (ponto E) da roda não muda durante o ciclo de tracionamento (Figura 22);
- e) A articulação do punho da mão não exerce influência no movimento de tracionamento da cadeira, sendo desconsiderados os movimentos de desvio radial, desvio ulnar, extensão e flexão do punho. A vinculação da mão com o aro é modelada como uma junta de revolução conectando o antebraço diretamente ao aro de tração. A massa da mão e seu momento de inércia assim como seu comprimento são incorporados às propriedades antropométricas do antebraço;
- f) O escorregamento da roda em relação ao piso é considerado desprezível;
- g) Segundo o Instituto Brasileiro dos Direitos da Pessoa com Deficiência (IBDD), a inclinação das rampas não pode exceder o valor de 12,25% (1:8) para distâncias de até 1,46 m. Esse valor foi adotado para o ângulo máximo de inclinação da rampa;
- h) É incluída também uma força de resistência ao rolamento constante com valor de 30N, valor médio considerando o tipo de piso carpete de cerdas altas (van der Woude, 2001).

O modelo para a simulação apresentado na Figura 22 é composto por quatro segmentos rígidos: o braço de comprimento B, o antebraço de comprimento A, as rodas de raio R_2 e o conjunto formado pela cadeira de rodas sem as rodas e o cadeirante sem os braços. O braço está ligado ao tronco por uma junta de revolução representando a articulação do ombro e o antebraço está ligado ao braço também por uma junta de revolução representando o cotovelo. Embora a articulação do punho seja biaxial, no modelo é considerada como sendo também uma junta de revolução com um único grau de liberdade. Serão considerados apenas

movimentos no plano sagital em que são definidos apenas os movimentos de flexão e extensão.

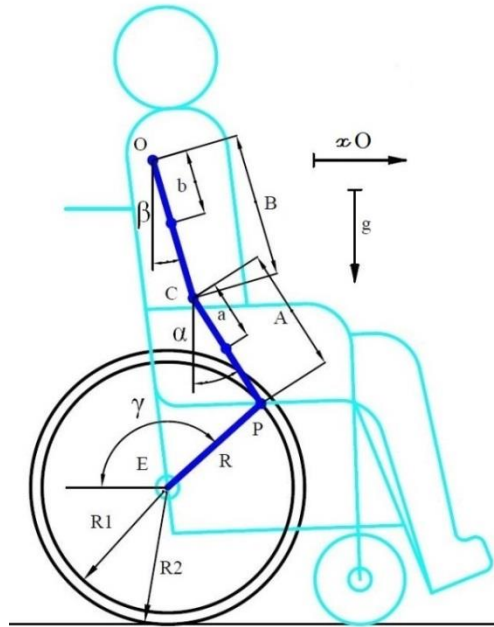


Figura 22 – Diagrama representativo do modelo proposto
Fonte: Autor

Desprezando-se o escorregamento da roda em relação ao piso, o modelo completo (Figura 22) passa a ser um mecanismo de quatro barras com um único grau de liberdade. A orientação da roda γ , do braço β e do antebraço α são dependentes do deslocamento horizontal do ombro solidário à cadeira de rodas x . O ângulo γ , por exemplo, pode ser determinado em relação em função do deslocamento horizontal por:

$$\gamma = (xO - x)/R_2 \quad (5)$$

onde xO corresponde ao valor de x para o qual a γ seria nulo. Desta forma, o posicionamento da mão sobre o aro é diretamente relacionado à coordenada x .

As equações de movimento, Equação 3, foram obtidas a partir das aplicação do formalismo de Newton-Euler (Schiehlen, 1997) utilizando como coordenadas x , β e α , organizados no vetor de coordenadas q . Esse vetor contém as três coordenadas generalizadas relativas ao deslocamento do conjunto 'xO' e aos ângulos das duas articulações com os ângulos ' β ' e ' α ' representadas no diagrama. O vetor de coordenadas generalizadas do sistema com três graus de liberdade é, portanto:

$$q = \begin{bmatrix} x \\ \beta \\ \alpha \end{bmatrix} \quad (6)$$

Este equacionamento, detalhado no apêndice 1 resulta nas equações de movimento na forma:

$$M\ddot{q} + k(\dot{q}, q) = k^e \quad (7)$$

Estas equações são complementadas pelas duas restrições cinemáticas impostas pelo fechamento da cadeia cinemática quando as mãos estão em contato com aro e que relacionam as coordenadas x , β e α :

$$C = \begin{bmatrix} B \sin \beta + A \sin \alpha - h - R1 \sin \left(\frac{xO}{R1} \right) = 0 \\ B \cos \beta + A \cos \alpha - v - R1 \cos \left(\frac{xO}{R1} \right) = 0 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$M\ddot{q} + k(\dot{q}, q) = k_e(q) + D \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} + E \begin{bmatrix} \tau_o \\ \tau_c \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$M\ddot{q} + k(\dot{q}, q) = k_e(q) + D \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} + HA \begin{bmatrix} a_1 \\ \vdots \\ a_{21} \end{bmatrix} \quad (10)$$

onde: as parcelas são formadas pelos termos independentes: M que é a matriz de massa das partes do modelo, k é vetor de forças generalizadas de Coriolis e centrípeta, k_e é o vetor de forças generalizadas com exceção das forças aplicadas no aro de tração de componentes horizontal F_x e vertical F_y , D é a matriz que leva as componentes horizontal e vertical da força de contato no aro de tração às forças generalizadas, H é a matriz que leva os momentos no ombro τ_o e no cotovelo τ_c às forças generalizadas e A é a matriz de dimensão 2×21 que leva as ativações musculares aos momentos nas articulações e contém as informações “ $Fiso_i$ ”, “ k_i ” e braços de momentos do ombro e do cotovelo para os 21 músculos do modelo.

Tabela 2 – Parâmetros adotados para o modelo

Articulação do ombro (referência do sistema)	Ponto “O”
Articulação do cotovelo	Ponto “C”
Eixo da roda da cadeira	Ponto “E”
Centro de gravidade do antebraço	Ponto “CG _A ”
Centro de gravidade do braço	Ponto “CG _B ”
Centro de gravidade da roda	Ponto “CG _E ”
Ângulo entre o braço e a linha vertical	Ângulo “ β ” (beta) em graus
Ângulo entre o cotovelo e a linha vertical	Ângulo “ α ” (alfa) em graus
Ângulo de rotação da roda da cadeira	Ângulo “ γ ” (gama) em graus
Altura do indivíduo	Parâmetro $h_{\text{pes}} = 1,700 \text{ m}$
Comprimento do braço	Distância “B” = $(0,188).h_{\text{pes}} = 0,3196 \text{ m}$
Distância do ombro até o CG do braço	Distância “b” = $(0,436).B = 0,1393 \text{ m}$
Comprimento do antebraço	Distância “A” = $(0,145).h_{\text{pes}} = 0,2465 \text{ m}$
Distância do cotovelo até o CG do antebraço	Distância “a” = $(0,430).A = 0,1060 \text{ m}$
Raio do aro de tração	Distância “R ₁ ” = $0,2794 \text{ m}$ (Diâmetro 22“)
Raio da roda da cadeira	Distância “R ₂ ” = $(1,0909).R_1 = 0,3048 \text{ m}$ (Diâmetro 24“)
Momento de inércia da roda	Parâmetro “j _R ” = $0,13954 \text{ kg.m}^2$
Momento de inércia do braço	Parâmetro “j _B ” = $m_B.(B.0,322)^2 = 0,021 \text{ kg.m}^2$
Momento de inércia do antebraço + mão	Parâmetro “j _A ” = $m_A.(A.0,468)^2 = 0,020 \text{ kg.m}^2$
Massa do usuário	Parâmetro “m _p ” = $70,000 \text{ kg}$
Massa da mão	Parâmetro “m _M ” = $(0,006).m_P = 0,420 \text{ kg}$
Massa do antebraço + mão	Parâmetro “m _A ” = $(0,022).m_P = 1,540 \text{ kg}$
Massa do braço	Parâmetro “m _B ” = $(0,028).m_P = 1,960 \text{ kg}$
Massa da roda	Parâmetro “m _R ” = $3,000 \text{ kg}$
Massa da cadeira (quadro)	Parâmetro “m _{Cd} ” = $12,000 \text{ kg}$
Massa do conjunto (cadeira + corpo)	Parâmetro “m _{CC} ” = $82,000 \text{ kg}$
Massa do corpo	Parâmetro “m _C ” = $(0,900).m_P = 63,000 \text{ kg}$
Aceleração da gravidade	Parâmetro “g” = $9,81 \text{ m/s}^2$
Distância do ombro ao eixo - horizontal	Parâmetro “h” em metros
Distância do ombro ao eixo - vertical	Parâmetro “v” em metros
Ângulo de inclinação da rampa	Ângulo “ni” em graus
Ângulo inicial da posição da mão	Ângulo “ ϕ ” em graus
Posição inicial de deslocamento do ombro	Posição “xO _i ”
Deslocamento do ombro	Distância “xO”
Deslocamento do conjunto cadeira + usuário	Parâmetro “xC”

Fonte: Autor

4.4 Problema de indeterminação neuromuscular

O fato relevante na Equação 8 é que este é um conjunto de três equações algébricas lineares nas forças e ativações, que formam um conjunto de 23 incógnitas no problema, para cada instante de simulação da cinemática dada, i.e., para q , $\dot{q}$ e $\ddot{q}$ conhecidos. Isto faz com que se tenham mais incógnitas do que equações, o que torna o problema indeterminado, gerando infinitas soluções para as forças e ativações para cada posicionamento dos braços do cadeirante e para cada inclinação do plano. Torna-se necessário, então, escolher uma das possíveis soluções, aquela que se estima ser a adotada pelo cadeirante durante a propulsão. Esse problema pode ser resolvido por técnicas de otimização adotando funções custo para o problema que aproximem critérios de desempenho supostamente adotados pelo cadeirante, o que será explicado mais adiante.

Os seres humanos e os animais de forma geral tendem a movimentar os membros do corpo durante as atividades físicas de forma a minimizar ou reduzir o custo energético ou, de forma mais geral, o esforço para que essas atividades sejam executadas. Dessa maneira, em simulações do movimento de seres humanos é, frequentemente, razoável assumir que a solução adotada pela pessoa, dentre as várias possíveis, é aquela que gera um custo energético baixo ou menor esforço (Bertram, 2005).

Portanto, em um caso de indeterminação matemática, como o mostrado na Equação 8, onde se tem um número maior de variáveis (incógnitas) do que o número de equações, é razoável assumir que a solução adotada pelo cadeirante neste caso será aquela que produzir menor “esforço”. Este processo de procura pela solução de melhor desempenho pode ser formulado através de um problema de otimização cuja função custo quantifica de alguma forma o esforço do cadeirante, (Taissun, 2012) e onde as restrições são dadas pela Equação 11. À esta abordagem, amplamente utilizada na literatura (Erdemir, 2007), dá-se o nome de otimização estática. A função custo é a soma quadrática das ativações musculares como é comumente utilizada na literatura para quantificar esforço muscular (Happee, 1994; van de Helm, 1994 e Nieminem et al., 1995)

$$J = \sum_{i=1}^{21} a_i^2. \quad (11)$$

O problema é sujeito à restrição fisiológica de que a ativação de cada musculo a_i é limitada por 0 e 1. Outra restrição do problema de otimização é a de que as ativações e

componentes das forças no aro satisfaçam as equações do movimento na Equação (8). Estas últimas são restrições lineares.

4.5 Integração entre os modelos do OpenSim e do Matlab

Os dois programas utilizados na simulação do tracionamento trabalham de maneira integrada a fim de se obter as informações de interesse ao estudo (Figura 24). Do OpenSim são fornecidas as informações a respeito do modelo musculoesquelético e no Matlab essas informações são inseridas no modelo mecânico para análise do comportamento do conjunto. Essa integração é descrita na sequência a seguir:

- a) A partir de diferentes posicionamentos do eixo da roda traseira ‘h’ e ‘v’, são obtidos os ângulos ‘ β ’ e ‘ α ’ relativos aos ângulos formados pelo ombro e a linha vertical, e o cotovelo e a linha vertical, respectivamente, de acordo com o trajeto percorrido pelo punho no aro de tração. Esses ângulos são obtidos respeitando-se as restrições impostas ao modelo de acordo com a Equação 8 na seção 4.3;
- b) O intervalo de valores de γ é dividido em intervalos iguais para a obtenção de posições discretas, para cada uma das quais é resolvido o problema de otimização estática;
- c) Os arquivos gerados pelo Matlab para cada posicionamento são executados no OpenSim para que se obtenham os valores de k_i (Equação 3) em cada posição angular discreta da roda que corresponde a uma configuração diferente do braço. Como mencionado no capítulo 4.1, para se obter os valores de k_i , no OpenSim é utilizada a ferramenta “Static Optimization” que fornece quatro arquivos de saída com as respostas relativas aos braços de momento do ombro e do cotovelo, forças nos tendões e ativações musculares. Nessa ferramenta do programa é ativada a opção de utilização da relação de força-comprimento-velocidade dos modelos de músculos do programa. A partir desses resultados fornecidos pelo OpenSim são calculados os fatores de modulação (constantes) “ k_i ” para cada músculo em cada posição da mão sobre o aro de tração, que englobam as relações força-velocidade, força-comprimento e ângulo de penação, onde Ft_i é a força no tendão (músculo), a_i é o nível de ativação muscular e $Fiso_i$ é a força isométrica máxima de cada músculo, sendo esse último parâmetro multiplicado por 2 devido ao fato de a simulação considerar os 2 membros superiores.

- O programa no Matlab que contém o modelo mecânico do sistema utiliza esses parâmetros k_i e os braços de momento também retirados do OpenSim para compor a matriz A na Equação 10. Isto permite que o programa resolva o problema de otimização estática para estimar as ativações musculares conforme detalhado na seção 4.4.

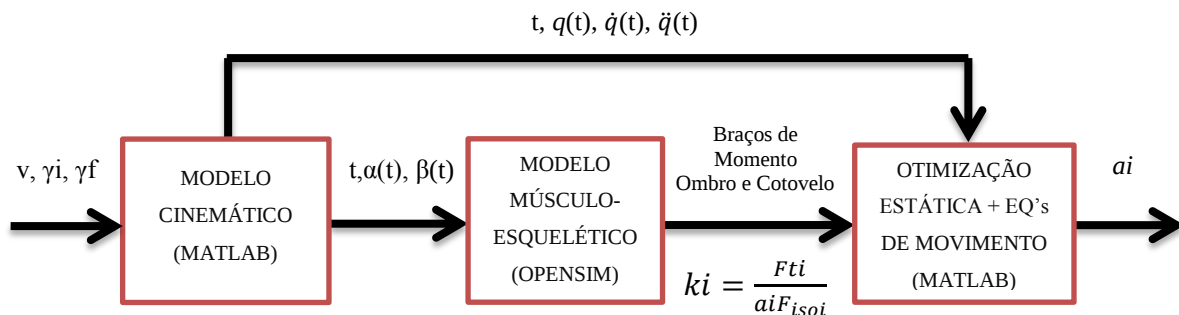


Figura 23 – Diagrama de integração Matlab/OpenSim
Fonte: Autor

4.6 Métodos aplicados

O desenvolvimento do modelo até esse ponto teve como objetivo a construção das equações do movimento que descrevem a dinâmica do sistema. Nesse primeiro momento, o objetivo do trabalho é determinar, através dessas equações, quais são as forças e momentos necessários para manter o conjunto em equilíbrio quase estático quando o modelo é colocado em uma rampa com inclinação determinada pelo ângulo ‘ γ ’, a fim de se determinar o menor valor da função custo do sistema, isto é, a menor ativação dos músculos para determinadas situações. Além disso, é realizado também um estudo das faixas de ajuste da posição do assento da cadeira, tanto na horizontal (paralela ao plano inclinado) como na vertical (normal ao plano inclinado), que fazem com que essas forças e momentos tenham os menores valores possíveis. Uma vez que o posicionamento do sistema é determinado, o próximo passo é calcular os momentos nas articulações e as forças entre as mãos e os aros para manter o sistema em equilíbrio estático em um plano inclinado para múltiplos valores de ‘ γ ’. Dessa maneira são calculados os níveis de ativação dos músculos envolvidos no tracionamento da cadeira, obtendo-se uma função custo que é a soma quadrática dessas ativações. Para tanto, as equações do movimento foram manipuladas da Equação 9 para a Equação 10 a fim de que se

tenha como saída os dados interessantes ao propósito do trabalho, ou seja, as forças no punho e as ativações necessárias. Para a simulação do modelo na situação de equilíbrio quase estático é considerada uma velocidade extremamente baixa de deslocamento do punho (0,001 m/s), o que faz com que se tenha a resposta dos músculos na situação de interesse. Para a análise dinâmica do modelo são consideradas velocidades da ordem de até 1,5 m/s.

A faixa total de ajustes do eixo da roda traseira na vertical é de 0,30 m e na horizontal é de 0,50 m, sendo consideradas variações de ajuste com passos de 0,05 m entre os valores extremos. O ponto de referência dos ajustes do modelo na horizontal ($h=0,00$ m) é a posição em que o ombro e o eixo da roda traseira da cadeira ficam alinhados verticalmente. A partir desse ponto é possível fazer o deslocamento do eixo da roda traseira para trás representando os valores negativos de h até a distância de -0,45 m e 0,05 m à frente da linha vertical de referência. No ajuste da altura v , os valores propostos ao estudo estão no intervalo de 0,50 m a 0,80 m de distância do ombro até o eixo da roda. As combinações de ajuste vertical e horizontal totalizam 77 configurações analisadas. Nove dessas configurações, no entanto, foram descartadas por se tratarem de configurações impossíveis de serem atingidas do ponto de vista cinemático. Uma questão importante a ser citada é que essas faixas de ajuste horizontal e vertical extrapolam propositadamente os ajustes encontrados em cadeiras de rodas reais com ao intuito de se realizar uma varredura mais ampla e investigar possíveis posições favoráveis também fora da gama de valores usuais.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

São realizados dois estudos, como descrito na seção 4.6. No primeiro estudo, sobre o posicionamento entre o ombro e a roda da cadeira de rodas, a análise é quase estática, i.e., o movimento ocorre em velocidade baixa de forma que a influência das forças inercias é desprezível. No segundo estudo, em que se investiga a influência da velocidade sobre o esforço de propulsão, realiza-se uma análise dinâmica considerando velocidades constantes da cadeira de rodas. Os resultados são sempre comparados utilizando-se a média da função custo ‘J’ (Equação 9) para todas as configurações consideradas entre a configuração inicial e a configuração final. Esta métrica será considerada como um indicativo do esforço muscular para uma determinada condição de ajuste, de velocidade e de inclinação do piso.

As análises são apresentadas a seguir com a descrição de sua execução, modo de obtenção dos dados e discussão dos resultados, considerando os pontos de maior relevância e suas particularidades.

5.1 Análise – Ajuste da posição do ombro em relação à roda

Nesta seção serão apresentados os resultados referentes ao estudo da influência do ajuste de posição do ombro em relação à roda. A Figura 24 representa o resumo dos resultados obtidos para a cada uma das 68 combinações analisados. Essa tabela é uma síntese dos dados das duas tabelas da Figura 25, que representam os resultados dos custos ‘J’ para cada posição intermediária ao longo dos ciclos nas inclinações de rampa propostas, 0,00 e 2,33 graus. Os resultados para as inclinações de rampa com valores de 4,66 e 7,00 graus estão contidos no apêndice E do trabalho. Em cada célula da tabela da Figura 24 são mostrados os valores médios da função custo de acordo com as combinações de altura v e posição horizontal h . Esses dados são obtidos através do cálculo da média dos valores de cada coluna de ajustes da Figura 25 ao longo de toda a fase de tracionamento. Os resultados são mostrados para todas as inclinações do plano analisadas.

Na Figura 24 observam-se algumas restrições dos ajustes na cor marrom. No canto inferior esquerdo essas áreas representam os pontos para os quais os braços do cadeirante, mesmo estando totalmente estendidos, não alcançam os aros de tração. Da mesma maneira, no

canto superior esquerdo, existem pontos que não são fisicamente possíveis de serem alcançados, pois a extensão máxima do ombro é limitada a -90° em relação à linha vertical (detalhe IV da Figura 26).

Tabela de Análise - CUSTO Médio												
Inclinação (°)	Altura v (m)	Distância h (m)										
		-0,45	-0,40	-0,35	-0,30	-0,25	-0,20	-0,15	-0,10	-0,05	0,00	0,05
0,00	0,50						0,0023	0,0022	0,0024	0,0034	0,0042	0,0054
	0,55	0,0028	0,0024	0,0021	0,0017	0,0016	0,0018	0,0021	0,0025	0,0034	0,0044	0,0057
	0,60	0,0031	0,0029	0,0025	0,0022	0,0022	0,0023	0,0026	0,0031	0,0041	0,0053	0,0068
	0,65	0,0046	0,0041	0,0031	0,0027	0,0029	0,0031	0,0036	0,0043	0,0053	0,0067	0,0084
	0,70	0,0064	0,0059	0,0053	0,0045	0,0046	0,0050	0,0057	0,0066	0,0077	0,0092	0,0111
	0,75		0,0111	0,0096	0,0085	0,0086	0,0087	0,0094	0,0102	0,0111	0,0133	0,0156
	0,80				0,0167	0,0148	0,0148	0,0155	0,0165	0,0176	0,0206	0,0233
2,33	0,50						0,0250	0,0277	0,0313	0,0364	0,0403	0,0445
	0,55	0,0268	0,0243	0,0230	0,0226	0,0239	0,0267	0,0297	0,0327	0,0365	0,0404	0,0446
	0,60	0,0384	0,0346	0,0324	0,0311	0,0315	0,0328	0,0346	0,0372	0,0409	0,0446	0,0491
	0,65	0,0596	0,0509	0,0444	0,0414	0,0412	0,0417	0,0428	0,0454	0,0483	0,0522	0,0566
	0,70	0,0848	0,0742	0,0652	0,0582	0,0559	0,0553	0,0565	0,0582	0,0607	0,0643	0,0684
	0,75		0,1128	0,0957	0,0865	0,0817	0,0781	0,0773	0,0775	0,0779	0,0826	0,0871
	0,80				0,1334	0,1155	0,1105	0,1081	0,1075	0,1069	0,1135	0,1186
4,66	0,50						0,0887	0,0944	0,1016	0,1108	0,1174	0,1241
	0,55	0,0968	0,0890	0,0856	0,0849	0,0876	0,0928	0,0984	0,1038	0,1103	0,1165	0,1227
	0,60	0,1331	0,1195	0,1124	0,1081	0,1075	0,1090	0,1108	0,1148	0,1202	0,1256	0,1321
	0,65	0,1926	0,1648	0,1468	0,1369	0,1332	0,1319	0,1315	0,1346	0,1379	0,1430	0,1495
	0,70	0,2625	0,2296	0,2016	0,1806	0,1714	0,1655	0,1647	0,1647	0,1668	0,1713	0,1761
	0,75		0,3269	0,2776	0,2521	0,2345	0,2209	0,2141	0,2103	0,2069	0,2124	0,2176
	0,80				0,3643	0,3142	0,2978	0,2864	0,2796	0,2729	0,2820	0,2879
7,00	0,50						0,1924	0,2015	0,2130	0,2261	0,2352	0,2439
	0,55	0,2122	0,1962	0,1894	0,1880	0,1921	0,1999	0,2079	0,2156	0,2243	0,2323	0,2398
	0,60	0,2866	0,2571	0,2421	0,2327	0,2298	0,2304	0,2309	0,2354	0,2418	0,2478	0,2556
	0,65	0,4031	0,3451	0,3097	0,2890	0,2787	0,2734	0,2693	0,2715	0,2738	0,2789	0,2866
	0,70	0,5389	0,4714	0,4137	0,3711	0,3506	0,3351	0,3300	0,3257	0,3256	0,3296	0,3336
	0,75		0,6523	0,5545	0,5044	0,4663	0,4366	0,4193	0,4080	0,3976	0,4022	0,4366
	0,80				0,7082	0,6101	0,5757	0,5495	0,5320	0,5149	0,5253	0,5303

Figura 24 – Tabela de esforço muscular para cada condição de altura h e distância v analisada. Os resultados são reportados para 4 inclinações da pista: $0,00^\circ$, $2,33^\circ$, $4,66^\circ$ e $7,00^\circ$.

Fonte: Autor

A escala de cores da Figura 24 obedece a um padrão em que a função custo com valores baixos é representada em tons de verde, passando por uma escala em tons de amarelo para valores intermediários e em tons de vermelho para valores mais altos. Essa comparação é realizada somente dentro da faixa a que se refere uma determinada inclinação de maneira independente das outras inclinações.

Na tabela da Figura 24, levando-se em consideração os valores para inclinação de $0,00^\circ$ da rampa, é possível observar uma região onde os resultados de custo médio têm valores mais baixos, em torno de 0,002, correspondendo às células da planilha que mostram os valores de ajuste vertical v entre 0,55 e 0,60 m e os ajustes horizontais h entre -0,15 a -0,35

m. Analisando esses pontos de ajuste horizontais para as outras inclinações de rampa é possível observar que os valores de custo médio são menores na região em torno do ponto de ajuste h em $-0,25$ m.

Para os resultados formatados como nas tabelas da Figura 24 há uma maior distribuição de células com valores de custo baixos (em verde) nas colunas para os ajustes verticais v entre $0,55$ e $0,60$ m e também para os valores de h em torno de $-0,25$ m. Esses valores de custo nesta análise quase estática têm valores de ativações relativamente baixos, sendo necessárias forças pequenas somente para vencer o atrito de resistência ao rolamento e o peso dos membros devido à ação da força da gravidade. É importante notar que nessas condições de ajuste, o centro de massa do conjunto (ponto amarelo no desenho da Figura 27) passa a se situar em um ponto intermediário entre os eixos das rodas traseiras e dianteiras, o que segundo Brubaker (1986) e Boninger et al. (2000) acaba por comprometer a manobrabilidade da cadeira. A colocação do centro de massa mais à frente faz com que a estabilidade do conjunto aumente no que se refere ao risco de tombamento traseiro, porém, o giro em manobras para mudanças de direção e a capacidade de “empinar” a cadeira ficam comprometidos. O atrito de resistência ao rolamento também aumenta, pois a força normal nas rodas dianteiras aumenta e estas apresentam diâmetro menor em relação às rodas traseiras, o que acaba por aumentar a resistência ao rolamento total contrária ao movimento.

A Figura 27 mostra dois ajustes distintos do modelo que serão analisados em detalhes. No modelo da esquerda (A) procura-se mostrar os ajustes propostos por Brubaker (1986) e Boninger et al. (2000), e que são normalmente empregados nas cadeiras de rodas comuns. Estes autores defendem que a melhor condição de ajuste é aquela em que o eixo da roda traseira e o ombro ficam alinhados verticalmente porque estas posições permitem um maior arco de contato sobre o aro de forma que as mãos acabam por ficar mais tempo em contato com o aro de tração. No modelo da direita (B) representa-se a condição de melhor ajuste biomecânico segundo os dados da Figura 24, isto é, aquele ajuste que minimiza o critério de desempenho adotado, baseado nas ativações de todos os músculos envolvidos. Essa configuração (B) é a mesma representada na figura 26 como configuração III.

Os valores de custo médio comparados nessa análise mostram que o ajuste usual (Figura 27-A) requer custo médio aproximadamente quatro vezes maior que o ajuste da região considerada ótima segundo o critério biomecânico adotado (Figura 27-B), como podem ser observado na Figura 24.

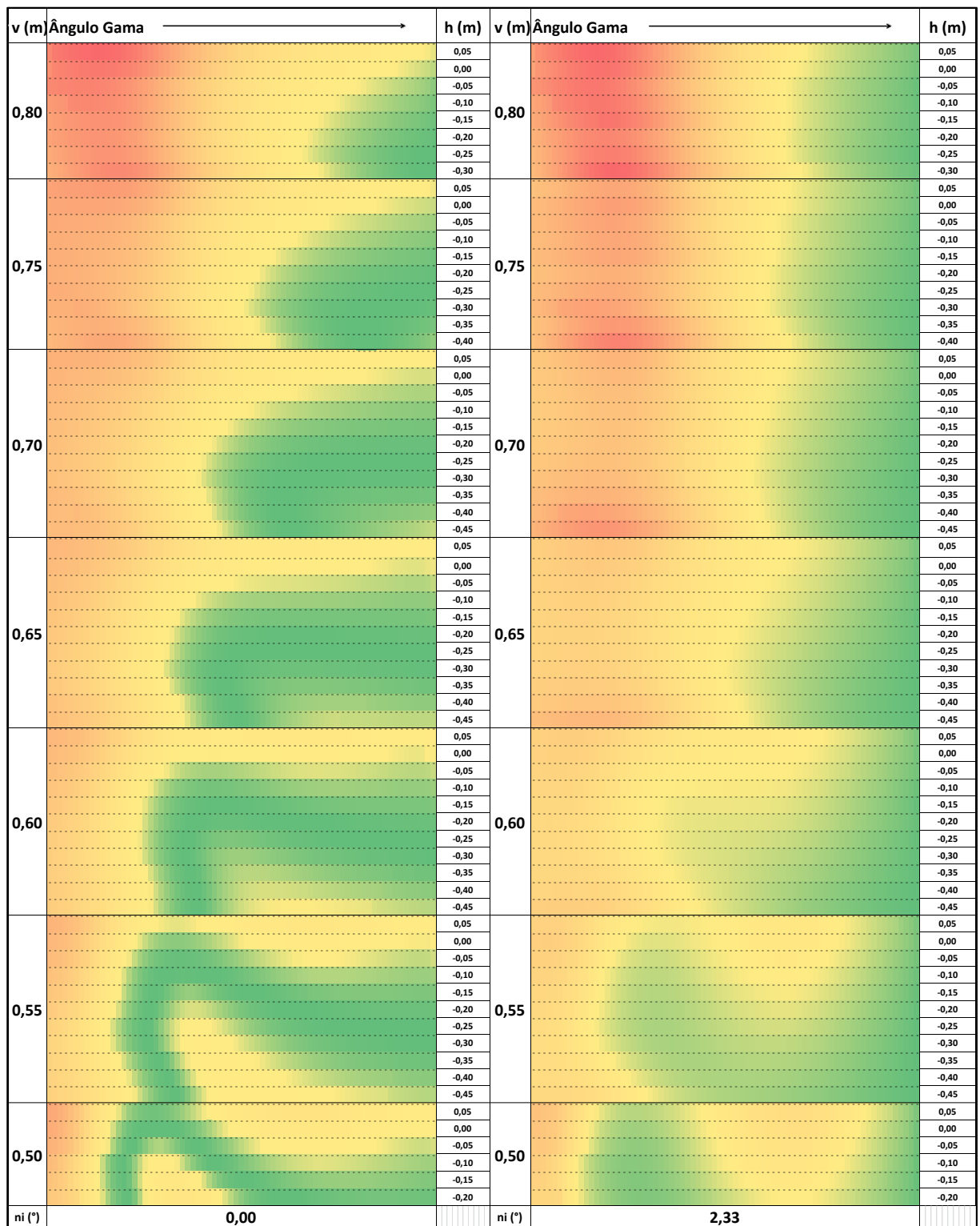


Figura 25 – Custo ao longo da fase de tracionamento (compreendido entre a posição inicial e final), para inclinações da pista de $0,00^\circ$ (esquerda) e de $2,33^\circ$ (direita). Os valores à esquerda das colunas de resultados das tabelas indicam os valores da altura h e os valores à direita, os valores da posição horizontal v .

Fonte: Autor

Os detalhes correspondentes aos pontos I, II, IV e V na Figura 26 representam alguns dos possíveis ajustes que podem ser atingidos mostrando situações próximas aos limites permitidos ao modelo proposto. Esses ajustes correspondem aos seguintes posicionamentos:

- a) Detalhe I $\rightarrow h = -0,40 \text{ m}$ e $v = 0,75 \text{ m}$;
- b) Detalhe II $\rightarrow h = +0,05 \text{ m}$ e $v = 0,75 \text{ m}$;
- c) Detalhe IV $\rightarrow h = -0,40 \text{ m}$ e $v = 0,55 \text{ m}$;
- d) Detalhe V $\rightarrow h = +0,05 \text{ m}$ e $v = 0,55 \text{ m}$;

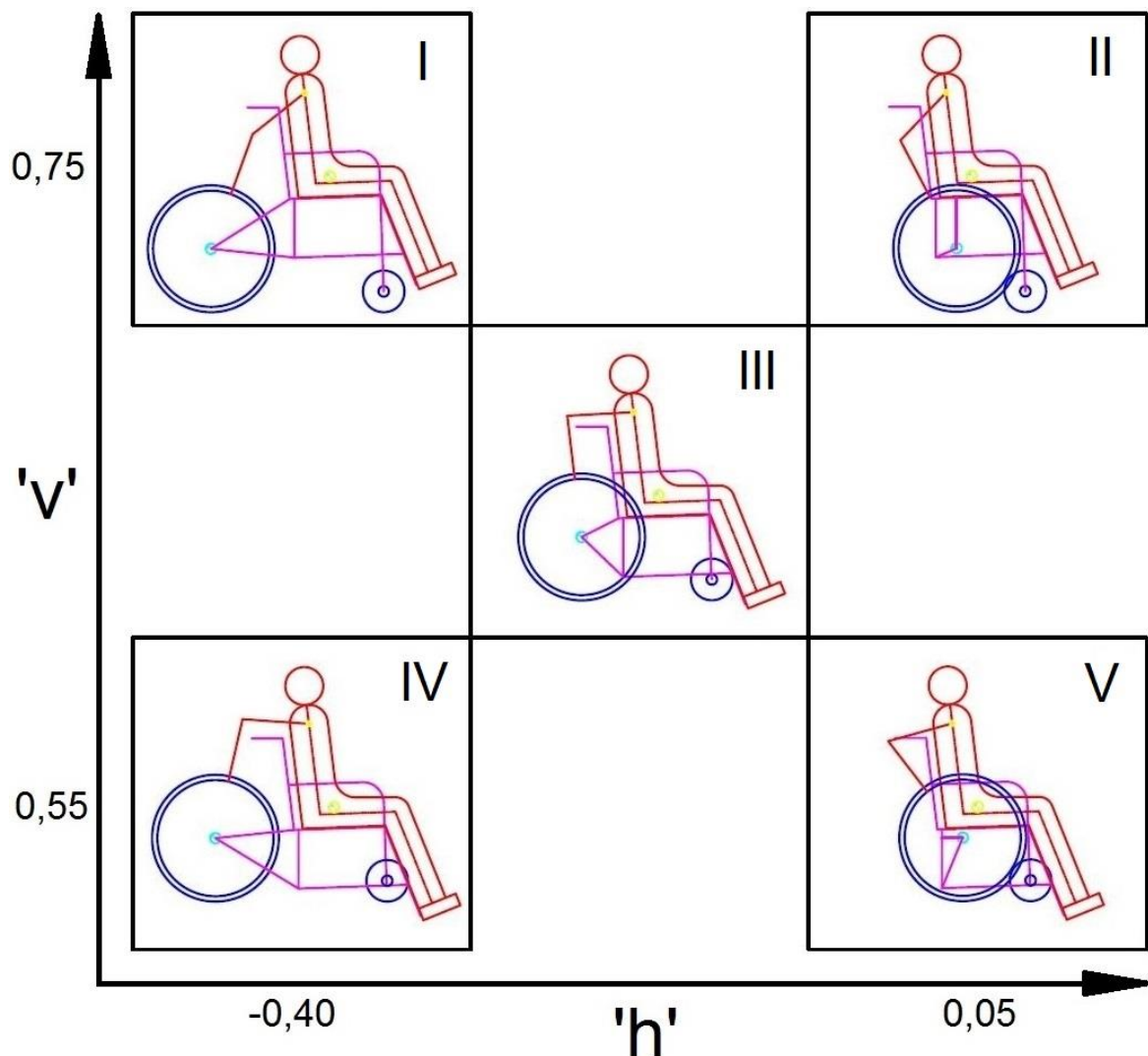


Figura 26 – Diagramas mostrando as configurações resultantes de ajustes extremos selecionados dos parâmetros h e v . A posição aproximada do centro de massa do cadeirante é indicada em amarelo.
Fonte: Autor

Pode se dizer que há uma região bastante abrangente na Figura 24 cujo custo médio não se distância muito do mínimo (em verde) para diversos ajustes de profundidade h nas alturas situadas entre 0,55 e 0,65 m de v . Essas regiões de ajustes mais favoráveis ao tracionamento, correspondem às posições de baixo custo, e do ponto de vista biomecânico, como se pode observar na Figura 25, são as que proporcionam as maiores extensões de γ que as mãos podem percorrer nos trajetos dos aros de tração.

Conforme se aumenta a altura do ajuste v , observa-se que existem transições mais rápidas das cores vermelho, amarelo e verde, o que sugere uma sensibilidade maior do esforço muscular a ajustes de altura. A sensibilidade a ajustes de posicionamento horizontal é bem menor. É importante notar que estas observações continuam válidas para as outras inclinações analisadas, como evidenciado na Figura 24.

As Figuras 28 a 34 mostram as diferenças encontradas entre os ajustes do modelo ilustrados na Figura 27. A figura 28 mostra a comparação da cinemática dos membros superiores, a Figura 29 mostra uma comparação do custo em função da posição angular da roda γ , a Figura 30 mostra uma comparação dos momentos no ombro e no cotovelo, a Figura 31 mostra uma comparação das ativações de músculos selecionados, a Figura 32 uma comparação das forças de músculos selecionados, a Figura 33 uma comparação dos braços de momento de músculos selecionados e a Figura 34 uma comparação dos fatores k_i para músculos selecionados. Os gráficos à esquerda das figuras representam o ajuste A, enquanto que os da direita representam o ajuste B.

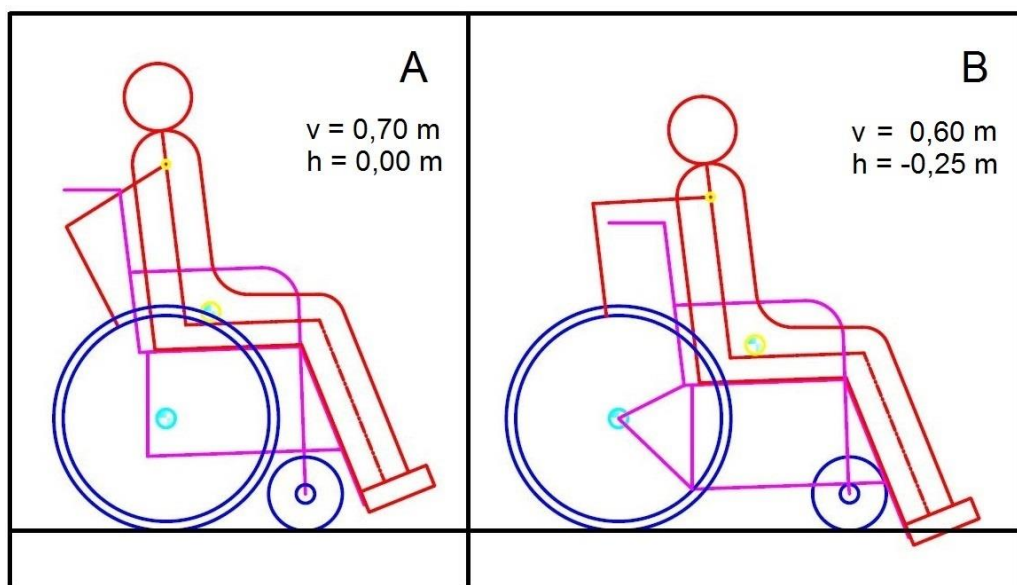


Figura 27 – Comparação entre ajustes usual (A, à esquerda) e ótimo (B, à direita).

Fonte: Autor

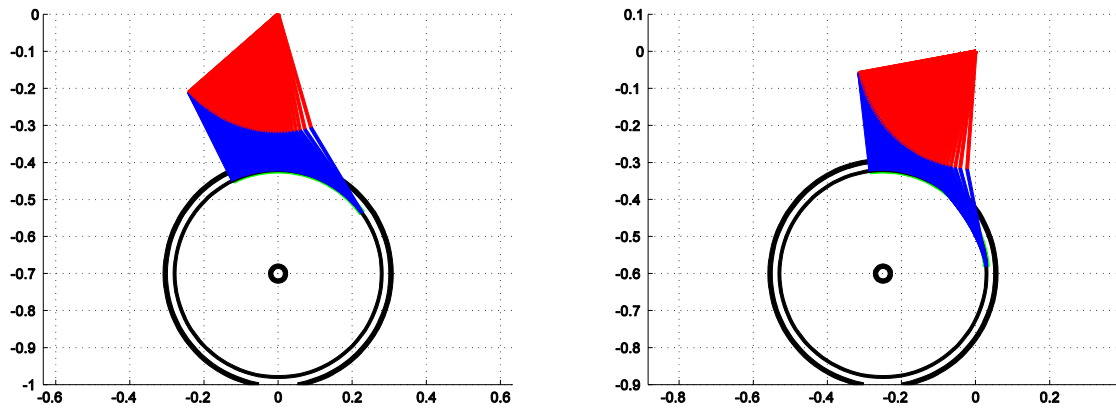


Figura 28 – Cinemática dos membros superiores (inclinação nula) para ajustes usual (A, à esquerda) e ótimo (B, à direita).

Fonte: Autor

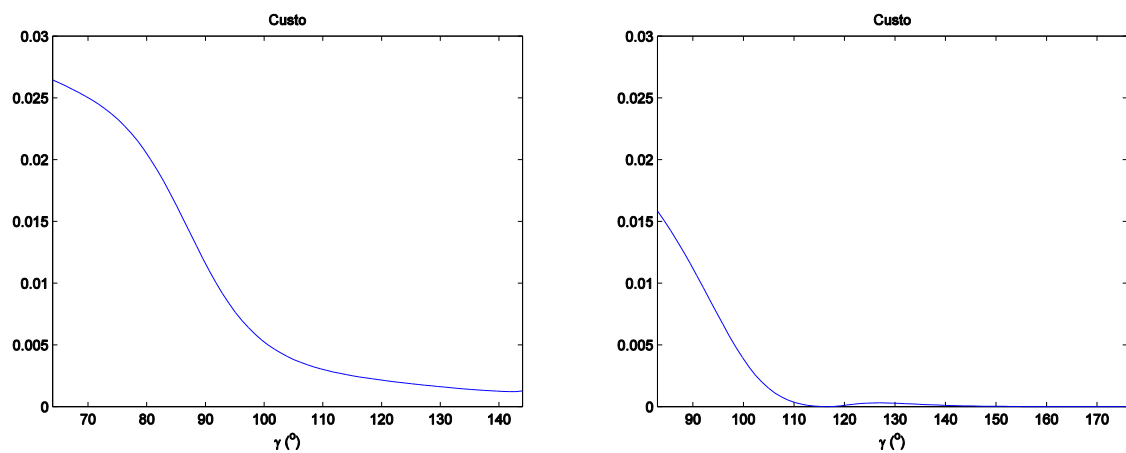


Figura 29 – Custo em função da posição angular da roda γ (inclinação nula) para ajuste usual (A, à esquerda) e ajuste ótimo (B, à direita).

Fonte: Autor

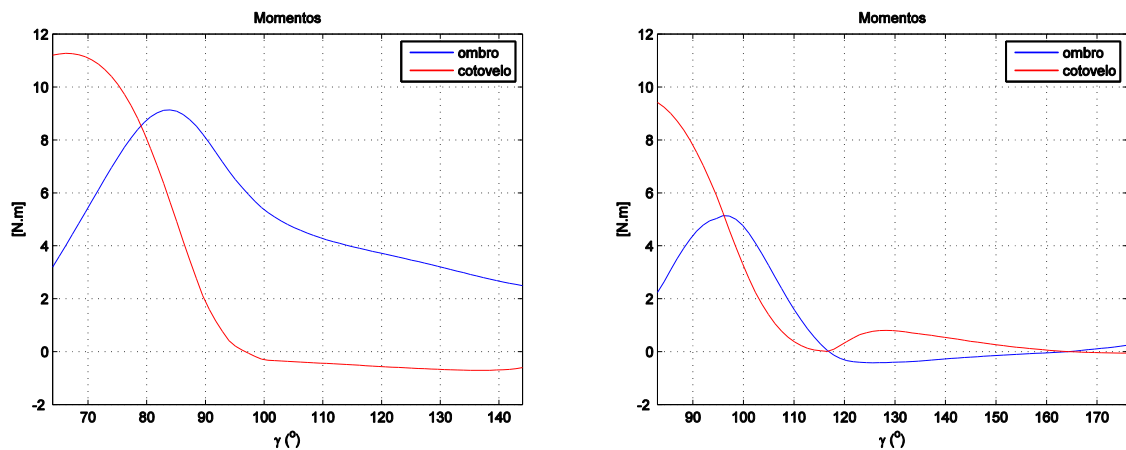


Figura 30 – Momentos no ombro e no cotovelo em função da posição angular da roda γ (inclinação nula) para ajuste usual (A, à esquerda) e ajuste ótimo (B, à direita).

Fonte: Autor

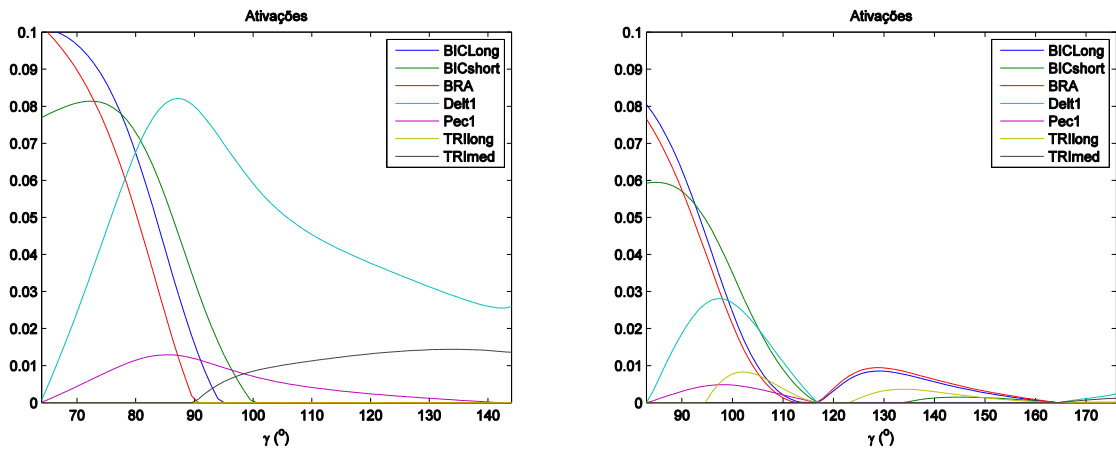


Figura 31 – Padrão de ativação de músculos selecionados em função da posição angular da roda γ (inclinação nula) para ajuste usual (A, à esquerda) e ajuste ótimo (B, à direita).

Fonte: Autor

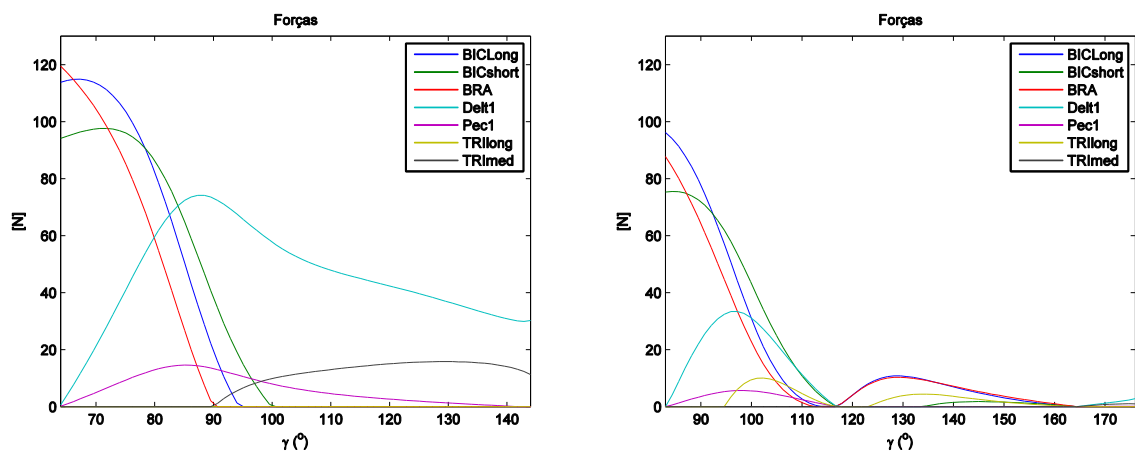


Figura 32 – Forças de músculos selecionados em função da posição angular da roda γ (inclinação nula) para ajuste usual (A, à esquerda) e ajuste ótimo (B, à direita).

Fonte: Autor

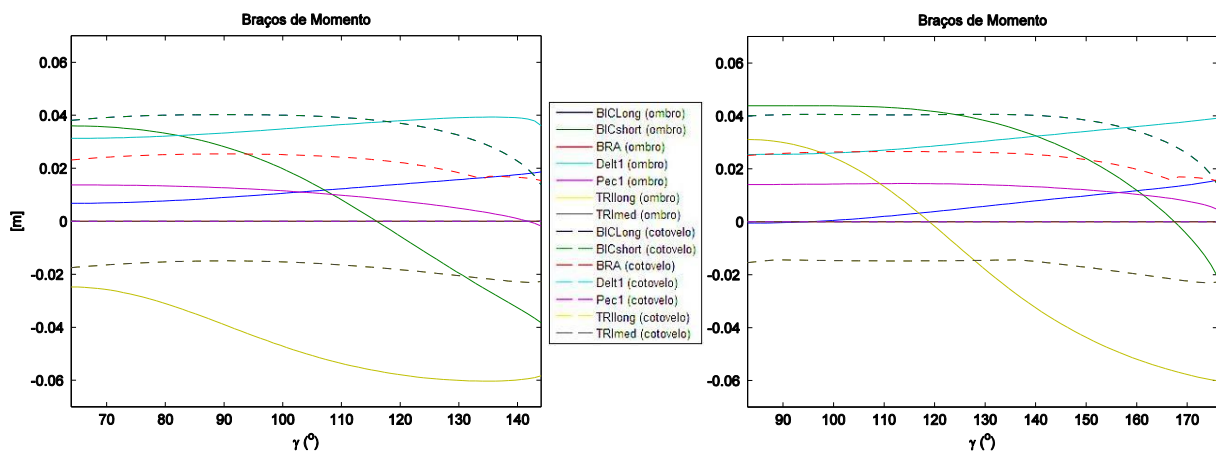


Figura 33 – Braços de momento de músculos selecionados em função da posição angular da roda γ (inclinação nula) para ajuste usual (A, à esquerda) e ajuste ótimo (B, à direita).

Fonte: Autor

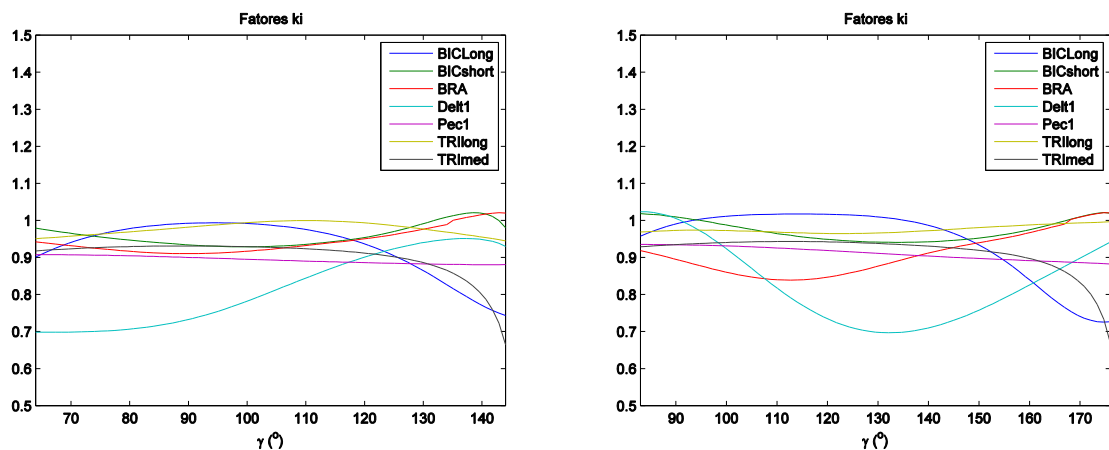


Figura 34 – Fatores K_i de músculos selecionados em função da posição angular da roda γ (inclinação nula) para ajuste usual (A, à esquerda) e ajuste ótimo (B, à direita).

Fonte: Autor

Na Figura 29 o custo para o ajuste B tem valor menor em toda a extensão do ângulo ' γ ' percorrido pela mão sobre o aro de tração, comparando-se ao ajuste A. Nessa mesma figura, tomando-se como base o ponto do valor de ' γ ' em torno de 90 graus nos dois gráficos, onde ambos os ajustes possuem o mesmo valor de custo médio aproximado de 0,01, percebe-se no ajuste A que o início do ciclo à esquerda desse ponto é ainda mais desfavorável à biomecânica do tracionamento. As ativações musculares (Figura 31) também são maiores para o ajuste A em relação ao B, levando-se em consideração principalmente os valores iniciais de ' γ '.

Fazendo-se uma correlação entre as curvas de momento (Figura 30) e de ativação dos músculos (Figura 31), nota-se para o ajuste A, que o movimento de flexão do ombro está ligado à ativação dos músculos deltóide anterior e peitoral superior (Delt1 e Pec1), tendo momento positivo em toda a extensão do ciclo. Nota-se na Figura 34 que o fator k_i para o músculo deltóide anterior tem valor mais baixo no caso A, causando uma maior ativação deste músculo no caso A. A flexão do cotovelo tem relação com a ativação dos músculos bíceps longo, bíceps curto e braquial (BIClong, BICshort e BRA) gerando momento positivo e ocorrendo até o ângulo de aproximadamente 90° de ' γ ', onde a mão atinge a região próxima ao topo do aro de tração. A partir desse ponto até o fim do ciclo, existe uma atuação grande por parte dos músculos extensores do cotovelo, tríceps lateral e tríceps médio (ambos representados pela curva TRImed), que atuam com valores de força no pico (' γ ' em 130°) em torno de 1,4% (Figura 31) da força isométrica máxima da soma de ambos, isto é, aproximadamente 17 N. Esse fato faz com que as ativações sejam maiores, gerando aumento do custo nessa região.

No ajuste B, para o momento gerado no ombro, além dos músculos deltóide anterior e peitoral superior (Delt1 e Pec1), há a participação do músculo biarticular tríceps longo, que apesar de ser um músculo extensor do ombro (citado pela literatura), nesse posicionamento de γ entre 95° e 115° tem comportamento flexor, devido ao fato de o seu braço de momento agir em um ponto de inserção no úmero estar em uma posição para trás do seu ponto de inserção na escápula. Nota-se que o valor de γ em torno de 120° na Figura 33 é o ponto onde ocorre a inversão de momento flexor para extensor desse músculo, estando a sua ativação em valor zero nesse intervalo de γ (Figura 31). Para esse mesmo intervalo de posicionamento de γ , o momento no cotovelo é gerado pelos músculos bíceps longo, bíceps curto e braquial. A partir do ângulo γ de 115° até 160° , o momento no ombro tem valor negativo devido ao fato de o músculo bíceps longo (músculo biarticular) ser ativado com o intuito de vencer a força da gravidade que age sobre o braço e o antebraço. O valor da força da gravidade agindo sobre os membros no estudo quase estático no plano deve ser levado em consideração devido às forças relativamente reduzidas impostas pela força de resistência ao rolamento. O momento no cotovelo é positivo e associado à ação do músculo braquial.

Para a condição com inclinação de $2,33^\circ$ alguns dos gráficos anteriores são mantidos, pois representam características intrínsecas, independentes das forças resistivas a que o modelo está sujeito, tais como braço de momento e fator k_i . Abaixo são apresentados os resultados para o custo, momento nas articulações e ativação muscular para esta condição de inclinação, nas Figuras 35, 36 e 37, respectivamente.

Na coluna correspondente à inclinação de $2,33^\circ$ na Figura 24, nota-se um aumento significativo do custo médio em relação aos custos para a inclinação nula, chegando a ser uma ordem de magnitude maior. São notáveis os valores de custos médios mais elevados, devido ao fato de os músculos terem maiores valores de ativação exigidos para manterem o conjunto em equilíbrio estático em uma rampa. Os músculos passam a gerar mais força e, em consequência disso, geram momentos maiores para contrabalancear as forças no aro de tração e manter o conjunto em equilíbrio.

Os momentos possuem valores de pico em torno de três vezes maiores do que aqueles para a condição com inclinação nula. Observa-se que mesmo o ajuste B (Figura 27), mais favorável do ponto de vista biomecânico, requer valores de momento no ombro maiores que o momento do cotovelo na condição em plano inclinado (Figura 36), aumento esse gerado devido às maiores participações dos músculos deltóide anterior e peitoral superior, que passam a atuar com valores de ativação maiores ao longo de todo o ciclo. O momento no

cotovelo assume valores positivos durante a fase de flexão do cotovelo, passando para valores negativos de extensão na segunda metade do ciclo com a ação do músculo tríceps médio. O músculo tríceps longo age como flexor devido à mesma particularidade do braço de momento já mencionada, porém por um trecho de ' γ ' um pouco maior, de 90° até 135° devido à sua necessidade maior de ativação no plano inclinado.

Um fato importante em relação ao sistema quando submetido à inclinação da rampa, é o de que a força peso dos braços deixa de exercer papel significativo em relação aos valores elevados das forças necessárias para manter o sistema em equilíbrio estático nesta inclinação da rampa.

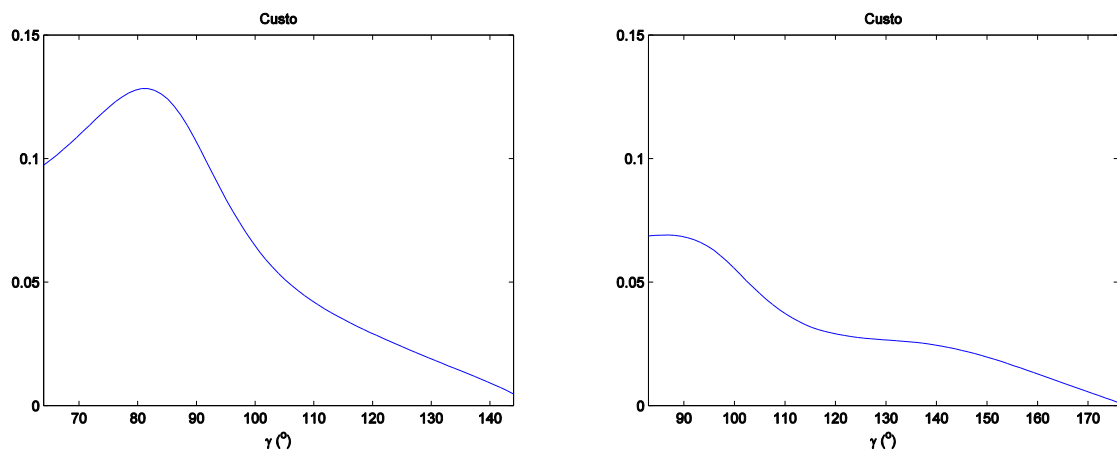


Figura 35 – Custo em função da posição angular da roda γ (inclinação $2,33^\circ$) para ajustes usual (A, à esquerda) e ótimo (B, à direita)

Fonte: Autor

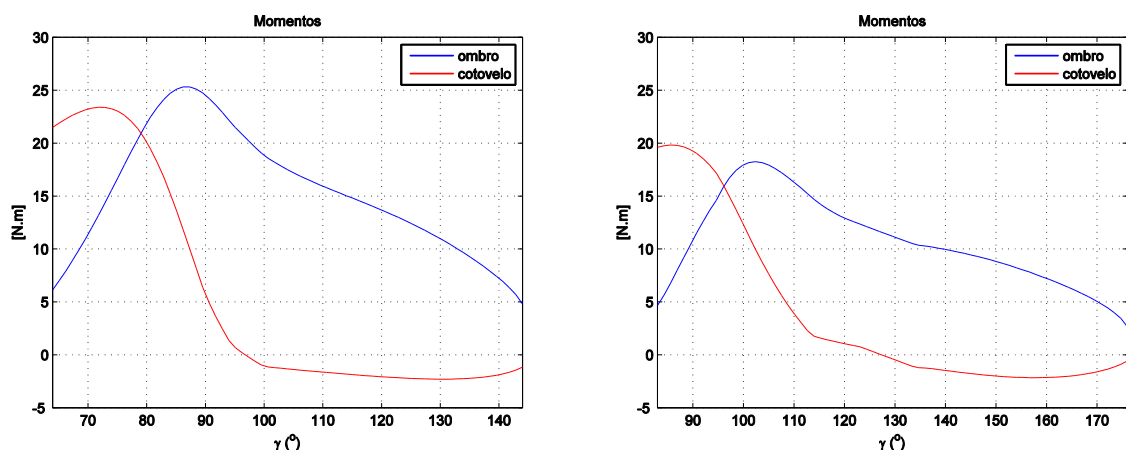


Figura 36 – Momentos no ombro e no cotovelo em função da posição angular da roda γ (inclinação $2,33^\circ$) para ajustes usual (A, à esquerda) e ótimo (B, à direita)

Fonte: Autor

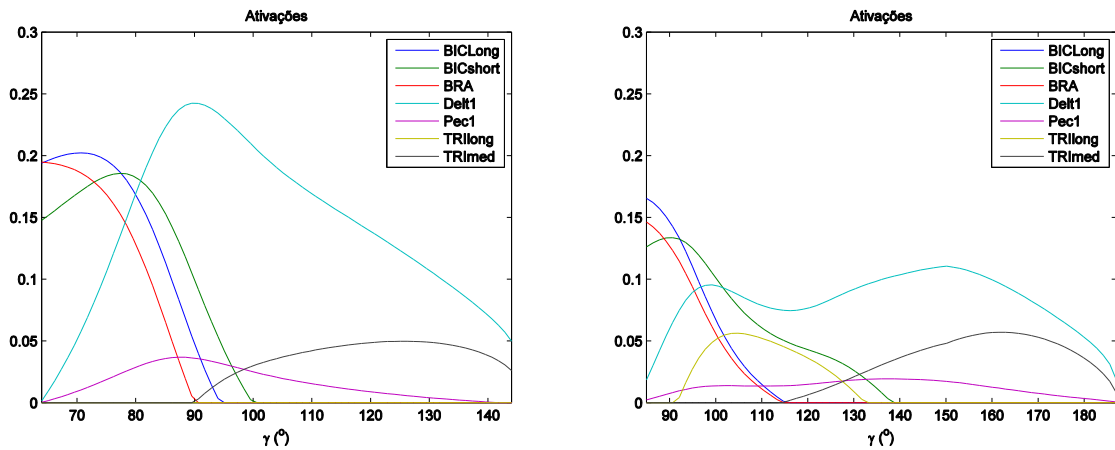


Figura 37 – Padrão de ativação de músculos selecionados em função da posição angular da roda γ (inclinação $2,33^{\circ}$) para ajustes usual (A, à esquerda) e ótimo (B, à direita)

Fonte: Autor

As tabelas das Figuras 38 e 39 contêm os mesmos dados apresentados na Figura 25, apenas colocados de forma diferente. Estas novas figuras explicitam as posições angulares γ inicial e final para cada combinação de h e v e, com isto, evidenciam os arcos do aro de tração disponíveis durante a propulsão para cada uma das condições analisadas. A variação de amplitude do custo mencionada na análise anterior é mais evidente nessa análise devido ao fato de que é possível se visualizar a variação dos valores do custo ao longo de toda a amplitude de cada ciclo. Dessa maneira pode se verificar algumas particularidades que ocorrem ao longo de cada ciclo, como os pontos de maior custo, pontos de transição dos valores desse custo na movimentação dos membros, posicionamento de um ciclo em relação a outro, regiões mais favoráveis ao tracionamento, entre outros.

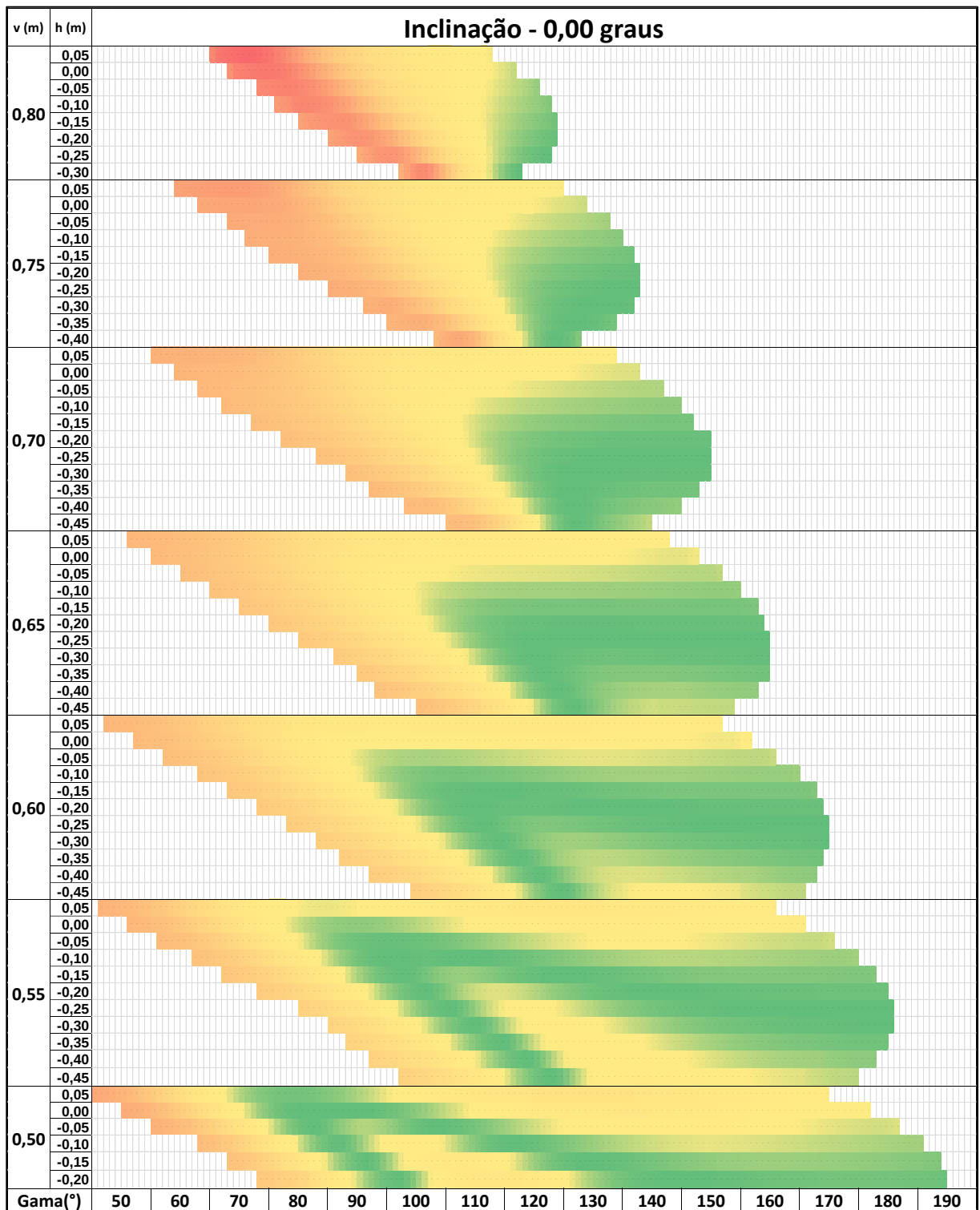


Figura 38 – Custo em função do ângulo γ (compreendido entre a posição inicial e final), para inclinações da pista de 0,00°. Os valores na primeira coluna são relativos ao ajuste de altura h e os valores na segunda coluna são os relativos ao ajuste vertical v .

Fonte: Autor

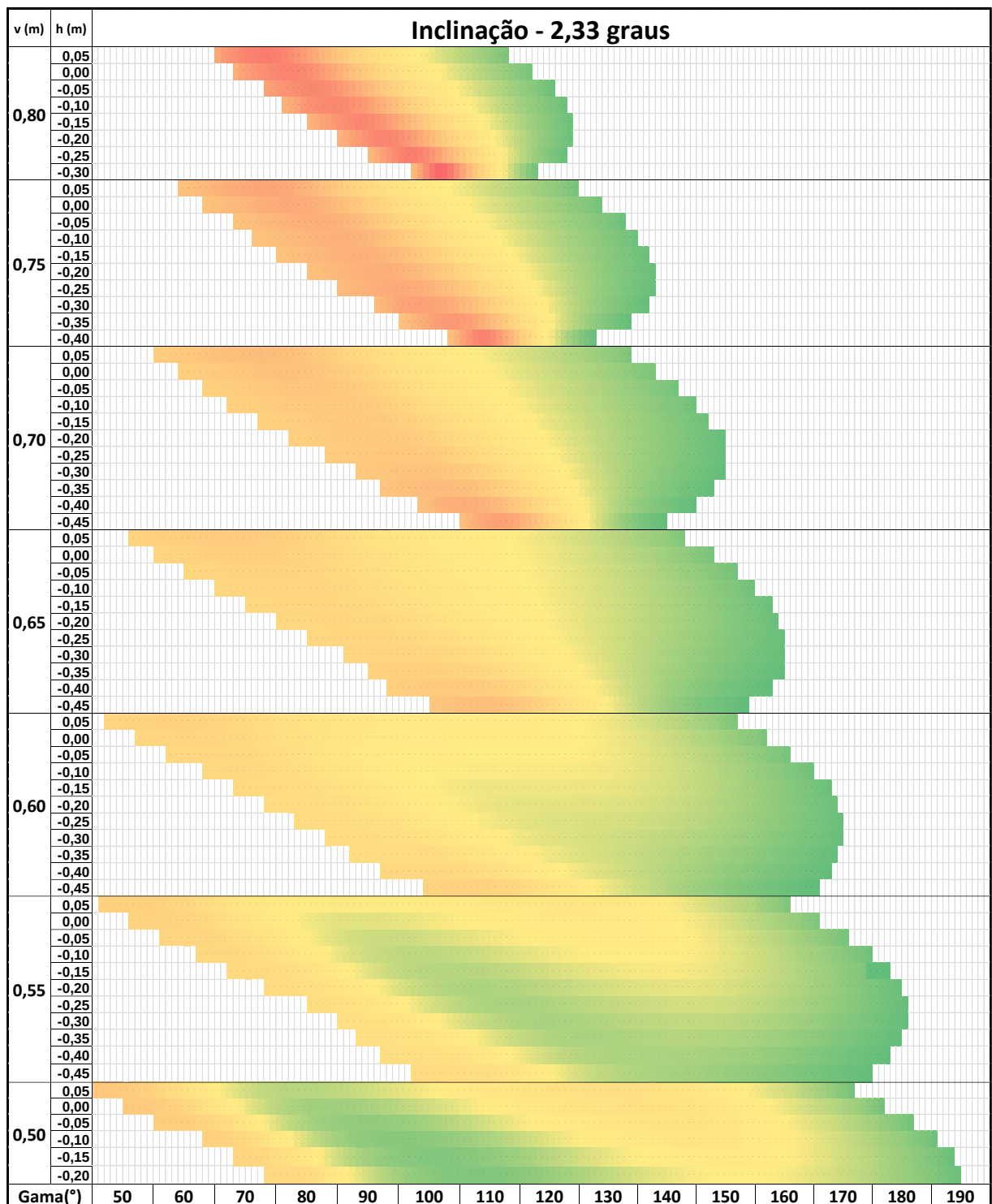


Figura 39 – Custo em função do ângulo γ (compreendido entre a posição inicial e final), para inclinações da pista de $0,00^\circ$. Os valores na primeira coluna são relativos ao ajuste de altura h e os valores na segunda coluna são os relativos ao ajuste vertical v .

Fonte: Autor

Em relação às amplitudes visualizadas dentro de cada ciclo de tracionamento, é possível se notar que conforme a altura v aumenta de valor, existe uma tendência de aumento do esforço muscular nessas regiões mais altas, sendo isso agravado pela diminuição do trajeto

percorrido pelas mãos, a exemplo do ajuste de v em 0,80 m e h em 0,25 m, onde se nota uma variação do ângulo γ (arco percorrido) em torno de apenas 20° . Essas condições, como já mencionado, não são as mais favoráveis ao tracionamento pelo ponto de vista da biomecânica relatado nesse trabalho.

Uma comparação contrastante a essa análise anterior é o fato de se ter amplitudes menores de custo, isto é, variações menores dos valores de custo ao longo do ciclo nas regiões de ajuste da altura v mais baixas, o que se pode notar nos valores de 0,55 e 0,60 m, sendo também que o comprimento de arco percorrido (variação do ângulo γ) é maior. Conforme os estudos de Boninger et al. (2000) e Brubaker (1986), um fato importante citado por eles é que as mãos devem permanecer em contato com os aros de tração pela maior extensão possível para que se tenha um ciclo de tracionamento mais eficiente.

Para as alturas maiores de v , além de se ter uma condição de tracionamento desfavorável pelo ponto de vista da biomecânica, outro fator que gera prejuízo é que estas condições exigem um maior número de ciclos de tracionamento para percorrer uma determinada distância, o que seria reduzido se as mãos conseguissem ficar um período maior em contato com os aros de tração (ajustes mais baixos de v), fato que pode aumentar o risco de danos às articulações (van der Woude, 2001).

Um fato importante que ocorre durante a maioria dos ciclos, Figuras 25, 38 e 39, é a tendência de se ter um valor alto de custo sempre no início desses ciclos. Nos casos de ajustes de v mais baixos, esse custo alto ocupa faixas com extensão de 20 a 30% da extensão total, sendo isso observado para os ajustes mais próximos da configuração ótima (detalhe B da Figura 27) e também para o ajuste usual (detalhe A da Figura 27). Para valores mais altos de v , essa faixa tende a ser mais extensa, chegando a até 90% na extensão do arco de tracionamento nos casos de ajustes mais extremos. Isso faz com que se tenha um custo relativamente elevado nesse trecho de início do ciclo em que se impõe que os antebraços estejam perpendiculares ao aro de tração. Essa imposição também é mencionada nos trabalhos de Leary et al. (2011) para as suas análises, assim como foi proposto no modelo de Richter et al. (2001). Tal observação leva a concluir que esse trecho inicial acaba sendo evitado pelos cadeirantes em condições reais de uso da cadeira de rodas, por se tratar de região de custo metabólico alto e, em alguns casos, de difícil acesso aos braços.

Outra questão relatada por Brubaker (1986) e Boninger et al. (2000) é a que se refere aos ajustes normalmente encontrados nas cadeiras de rodas mais simples. Relatam em seus estudos que o melhor ajuste a ser realizado nessas cadeiras é aquele em que o ombro fica

alinhado verticalmente com o eixo da roda traseira, a fim de se obter a maior faixa possível de alcance das mãos com os aros de tração. De fato, isso ocorre como visto nesse estudo quando se tem as menores alturas de v , fazendo com que os braços alcancem extensões maiores do aro de tração.

No entanto, os dados nas Figuras 38 e 39 mostram que os ajustes considerados como sendo biomecanicamente favoráveis neste estudo (por exemplo, o ajuste B da Figura 28) também proporcionam um arco de propulsão comparável ao ajuste usual.

Contudo, existe um limite para que as condições de ajuste sejam implementadas nesse modelo, devido a algumas características fisiológicas, pois as condições extremas de ajustes podem acabar colocando as articulações próximas aos limites de atuação dos músculos, o que pode gerar distorções nas informações fornecidas pelo OpenSim. Na Figura 40, está ilustrado um problema que ocorre devido à extensão excessiva da articulação do ombro, que acaba sendo afetado por características intrínsecas dos músculos ligadas aos elementos de força passiva dos mesmos.

Esse ajuste da figura 40, com v igual a 0,55 e h igual a -0,25 m, apesar de se encontrar no centro da região de ajuste ótimo, faz com que o ângulo ' β ' do ombro trabalhe em situações próximas à sua extensão máxima. Assim como outros ajustes realizados na faixa de ajuste v em 0,55 m, o músculo deltóide está funcionando em uma condição extrema, pois os parâmetros que geram o seu fator k_i fazem com que esse ultrapasse o valor limite 1, característico para os músculos trabalhando em situação quase estática.

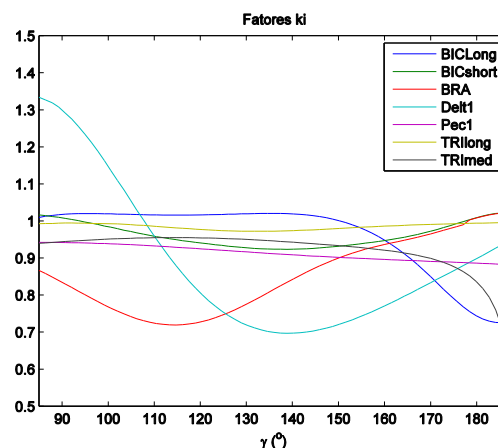


Figura 40 – Exemplo de extensão excessiva do músculo deltóide no ombro
Fonte: Autor

5.2 Análise – Dinâmica do conjunto

A análise na seção anterior foi realizada sob condições quase estáticas a velocidades baixas, de maneira que as forças inercias e a influência da relação força-velocidade dos músculos foram consideradas desprezíveis. Para estudar a influência das forças inerciais e da relação força-velocidade dos músculos sobre o esforço de propulsão foram realizadas simulações dinâmicas para valores de velocidade progressivos do aro de tração: 0,001, 0,250, 0,500, 0,750, 1,000, 1,250, 1,500 e 1,750 m/s. Esses valores são impostos ao aro de tração da cadeira de rodas de maneira que a velocidade angular da roda permaneça constante durante o ciclo de tracionamento, assim como proposto por Leary et al. (2011) e Richter et al. (2001) em suas análises. O valor de velocidade de 0,001 m/s é o mesmo adotado na análise quase estática.

Para este estudo será considerada uma única posição do ombro em relação ao centro da roda traseira da cadeira de rodas, o ajuste considerado usual com $h = -0,05$ m e $v = 0,65$ m. As simulações são realizadas para inclinação nula do plano para todas as velocidades analisadas. São considerados três cenários distintos: i) simulação considerando tanto as forças inerciais quanto a relação força-velocidade dos músculos (incorporada aos fatores k_i); ii) simulação desconsiderando as forças inerciais com massa e momentos de inércia prescritos como nulos; iii) simulação desconsiderando a influência da relação força-velocidade nos fatores k_i , através da utilização dos fatores k_i referentes à simulação quasi-estática. Assim, os fatores k_i refletem apenas a influência da relação força-comprimento dos músculos.

As tabelas da Figura 41 mostram os resultados obtidos para 73 posições discretas uniformemente distribuídas entre os ângulos γ inicial e final. Os resultados para o cenário i) são apresentados na tabela mais à esquerda. Os resultados para os cenários ii) e iii), por suas vezes, são apresentados nas tabelas ao centro e à direita, respectivamente. As diferentes colunas em cada tabela representam simulações em velocidades crescentes.

Inclinação - 0 Grau								Massa / Inércia = Zero								Ki - 0,001 m/s - Variação velocidade										
Velocidade (m/s)								Velocidade (m/s)								Velocidade (m/s)										
	0,001	0,250	0,500	0,750	1,000	1,250	1,500	1,750		0,001	0,2500	0,500	0,750	1,000	1,250	1,500	1,750		0,001	0,250	0,500	0,750	1,000	1,250	1,500	1,750
1	0,0223	0,0265	0,0342	0,0473	0,0691	0,1043	0,1592	0,2392	1	0,0137	0,0156	0,0178	0,0204	0,0235	0,0270	0,0309	0,0347	1	0,0223	0,0233	0,0263	0,0318	0,0404	0,0530	0,0706	0,0948
2	0,0217	0,0259	0,0338	0,0474	0,0702	0,1078	0,1670	0,2545	2	0,0144	0,0164	0,0187	0,0215	0,0247	0,0285	0,0327	0,0367	2	0,0217	0,0228	0,0260	0,0318	0,0411	0,0546	0,0738	0,1002
3	0,0212	0,0252	0,0332	0,0473	0,0711	0,1109	0,1745	0,2694	3	0,0152	0,0172	0,0196	0,0225	0,0258	0,0298	0,0343	0,0385	3	0,0212	0,0222	0,0257	0,0319	0,0418	0,0564	0,0773	0,1062
4	0,0206	0,0245	0,0326	0,0470	0,0718	0,1135	0,1813	0,2837	4	0,0160	0,0180	0,0205	0,0235	0,0269	0,0310	0,0357	0,0401	4	0,0206	0,0217	0,0253	0,0319	0,0425	0,0583	0,0811	0,1128
5	0,0199	0,0237	0,0318	0,0465	0,0721	0,1158	0,1873	0,2969	5	0,0168	0,0188	0,0214	0,0244	0,0279	0,0322	0,0369	0,0416	5	0,0199	0,0211	0,0249	0,0320	0,0433	0,0604	0,0852	0,1200
6	0,0193	0,0229	0,0309	0,0459	0,0722	0,1175	0,1924	0,3087	6	0,0177	0,0197	0,0223	0,0253	0,0289	0,0331	0,0379	0,0427	6	0,0193	0,0205	0,0245	0,0320	0,0442	0,0626	0,0896	0,1277
7	0,0185	0,0221	0,0300	0,0451	0,0720	0,1187	0,1965	0,3189	7	0,0186	0,0206	0,0232	0,0262	0,0297	0,0340	0,0387	0,0436	7	0,0185	0,0199	0,0241	0,0320	0,0450	0,0649	0,0942	0,1358
8	0,0178	0,0212	0,0290	0,0442	0,0716	0,1194	0,1997	0,3273	8	0,0195	0,0216	0,0240	0,0270	0,0305	0,0347	0,0394	0,0442	8	0,0178	0,0192	0,0236	0,0319	0,0457	0,0671	0,0989	0,1443
9	0,0170	0,0202	0,0280	0,0432	0,0710	0,1197	0,2018	0,3339	9	0,0204	0,0225	0,0249	0,0279	0,0313	0,0353	0,0398	0,0447	9	0,0170	0,0184	0,0230	0,0317	0,0464	0,0693	0,1036	0,1528
10	0,0161	0,0193	0,0269	0,0422	0,0701	0,1195	0,2030	0,3388	10	0,0214	0,0234	0,0258	0,0286	0,0320	0,0358	0,0402	0,0449	10	0,0161	0,0176	0,0223	0,0315	0,0469	0,0713	0,1080	0,1612
11	0,0152	0,0182	0,0258	0,0410	0,0691	0,1189	0,2033	0,3418	11	0,0223	0,0244	0,0267	0,0294	0,0326	0,0363	0,0405	0,0451	11	0,0152	0,0167	0,0216	0,0311	0,0473	0,0731	0,1122	0,1692
12	0,0143	0,0172	0,0246	0,0397	0,0679	0,1179	0,2028	0,3431	12	0,0232	0,0252	0,0275	0,0302	0,0332	0,0367	0,0407	0,0452	12	0,0143	0,0158	0,0208	0,0306	0,0474	0,0745	0,1158	0,1764
13	0,0134	0,0161	0,0234	0,0383	0,0664	0,1165	0,2015	0,3427	13	0,0241	0,0261	0,0283	0,0309	0,0338	0,0372	0,0408	0,0452	13	0,0134	0,0149	0,0199	0,0299	0,0473	0,0755	0,1188	0,1827
14	0,0124	0,0150	0,0222	0,0369	0,0648	0,1147	0,1995	0,3408	14	0,0249	0,0268	0,0291	0,0316	0,0344	0,0376	0,0410	0,0452	14	0,0124	0,0139	0,0189	0,0291	0,0468	0,0759	0,1209	0,1875
15	0,0115	0,0139	0,0209	0,0354	0,0630	0,1125	0,1966	0,3372	15	0,0256	0,0275	0,0298	0,0322	0,0350	0,0384	0,0413	0,0452	15	0,0115	0,0129	0,0179	0,0281	0,0461	0,0757	0,1220	0,1907
16	0,0105	0,0129	0,0195	0,0337	0,0609	0,1098	0,1930	0,3319	16	0,0262	0,0282	0,0304	0,0328	0,0355	0,0384	0,0415	0,0453	16	0,0105	0,0120	0,0169	0,0269	0,0450	0,0749	0,1219	0,1920
17	0,0096	0,0118	0,0182	0,0320	0,0587	0,1067	0,1885	0,3249	17	0,0267	0,0287	0,0309	0,0333	0,0360	0,0389	0,0418	0,0455	17	0,0096	0,0110	0,0158	0,0257	0,0436	0,0735	0,1205	0,1912
18	0,0087	0,0108	0,0169	0,0302	0,0561	0,1031	0,1831	0,3161	18	0,0272	0,0291	0,0313	0,0338	0,0365	0,0393	0,0422	0,0456	18	0,0087	0,0100	0,0147	0,0243	0,0418	0,0713	0,1180	0,1882
19	0,0079	0,0098	0,0156	0,0283	0,0534	0,0989	0,1767	0,3055	19	0,0275	0,0295	0,0317	0,0342	0,0369	0,0397	0,0425	0,0459	19	0,0079	0,0091	0,0135	0,0228	0,0398	0,0685	0,1141	0,1830
20	0,0071	0,0089	0,0143	0,0264	0,0504	0,0942	0,1692	0,2928	20	0,0277	0,0297	0,0319	0,0344	0,0372	0,0401	0,0429	0,0461	20	0,0071	0,0083	0,0124	0,0212	0,0375	0,0651	0,1091	0,1757
21	0,0063	0,0080	0,0131	0,0244	0,0471	0,0889	0,1606	0,2781	21	0,0277	0,0298	0,0320	0,0346	0,0374	0,0404	0,0432	0,0463	21	0,0063	0,0075	0,0113	0,0196	0,0349	0,0611	0,1030	0,1665
22	0,0057	0,0072	0,0119	0,0225	0,0437	0,0832	0,1510	0,2615	22	0,0277	0,0297	0,0320	0,0346	0,0375	0,0406	0,0435	0,0465	22	0,0057	0,0067	0,0103	0,0180	0,0322	0,0567	0,0960	0,1557
23	0,0051	0,0065	0,0108	0,0205	0,0402	0,0769	0,1403	0,2430	23	0,0275	0,0296	0,0319	0,0345	0,0375	0,0407	0,0437	0,0466	23	0,0051	0,0060	0,0093	0,0163	0,0295	0,0521	0,0883	0,1435
24	0,0045	0,0058	0,0097	0,0185	0,0365	0,0703	0,1288	0,2228	24	0,0272	0,0293	0,0317	0,0343	0,0373	0,0406	0,0437	0,0465	24	0,0045	0,0054	0,0083	0,0147	0,0266	0,0472	0,0801	0,1303
25	0,0040	0,0052	0,0087	0,0166	0,0328	0,0634	0,1165	0,2015	25	0,0268	0,0289	0,0313	0,0339	0,0370	0,0403	0,0436	0,0463	25	0,0040	0,0048	0,0074	0,0131	0,0238	0,0422	0,0717	0,1167
26	0,0036	0,0046	0,0077	0,0148	0,0292	0,0566	0,1041	0,1797	26	0,0264	0,0284	0,0308	0,0335	0,0365	0,0393	0,0433	0,0460	26	0,0036	0,0043	0,0066	0,0117	0,0211	0,0374	0,0634	0,1031
27	0,0032	0,0041	0,0069	0,0131	0,0258	0,0499	0,0918	0,1581	27	0,0259	0,0279	0,0303	0,0329	0,0360	0,0395	0,0429	0,0455	27	0,0032	0,0038	0,0059	0,0103	0,0186	0,0327	0,0554	0,0898
28	0,0029	0,0037	0,0061	0,0116	0,0226	0,0435	0,0798	0,1371	28	0,0253	0,0273	0,0297	0,0323	0,0353	0,0388	0,0423	0,0449	28	0,0029	0,0034	0,0052	0,0091	0,0162	0,0283	0,0477	0,0772
29	0,0027	0,0034	0,0055	0,0102	0,0196	0,0376	0,0687	0,1175	29	0,0247	0,0268	0,0291	0,0317	0,0347	0,0382	0,0417	0,0443	29	0,0027	0,0031	0,0047	0,0079	0,0140	0,0243	0,0407	0,0655
30	0,0024	0,0030	0,0049	0,0089	0,0170	0,0322	0,0584	0,0995	30	0,0241	0,0262	0,0285	0,0311	0,0341	0,0376	0,0411	0,0437	30	0,0024	0,0028	0,0041	0,0069	0,0120	0,0206	0,0343	0,0549
31	0,0022	0,0028	0,0044	0,0078	0,0146	0,0273	0,0491	0,0832	31	0,0236	0,0256	0,0279	0,0305	0,0334	0,0370	0,0405	0,0431	31	0,0022	0,0026	0,0037	0,0060	0,0103	0,0174	0,0286	0,0454
32	0,0021	0,0026	0,0039	0,0068	0,0125	0,0229	0,0408	0,0686	32	0,0230	0,0250	0,0273	0,0298	0,0328	0,0363	0,0398	0,0426	32	0,0021	0,0024	0,0033	0,0053	0,0088	0,0145	0,0236	0,0371
33	0,0019	0,0024	0,0035	0,0060	0,0106	0,0191	0,0335	0,0559	33	0,0224	0,0244	0,0266	0,0292	0,0322	0,0356	0,0391	0,0419	33	0,0019	0,0022	0,0030	0,0046	0,0074	0,0120	0,0192	0,0299
34	0,0018	0,0022	0,0032	0,0052	0,0090	0,0158	0,0272	0,0448	34	0,0218	0,0238	0,0260	0,0285	0,0315	0,0349	0,0383	0,0413	34	0,0018	0,0020	0,0027	0,0040	0,0062	0,0099	0,0155	0,0237
35	0,0017	0,0021	0,0029	0,0046	0,0076	0,0130	0,																			

Na análise das diferenças de velocidades a que o conjunto é submetido, pode-se notar pela figura 42 que a função custo aumenta à medida que se aumenta a velocidade. Para as velocidades de 0,001 e 0,250 as diferenças de custo ao longo do ciclo não são significativas, passando a ter maior influência a partir da velocidade de 0,500 m/s em que as forças inerciais e a relação força-velocidade dos músculos passam a influenciar os resultados. Nota-se que os valores de custo a partir dessa velocidade até a velocidade mais alta de 1,75 m/s sofrem grandes variações nas porções inicial e final do ciclo. As acelerações são provocadas no mecanismo pelo fato de os centros de massa dos braços e antebraços descreverem trajetórias curvilíneas e aceleradas ao longo do ciclo de tracionamento da cadeira.

Os valores de custo são maiores no final do ciclo de tracionamento, pois à medida que o cotovelo se estende ocorre um aumento brusco da velocidade dos centros de massa do braço e do antebraço, causando elevadas acelerações e, conseqüentemente, elevadas forças inerciais.

Na parte central da tabela são observados os resultados para o cenário ii), obtidos quando não há influência da inércia no sistema, sendo considerados apenas os esforços musculares necessários para a movimentação do conjunto sem a influência causada pelas forças geradas pela movimentação dos braços ou as forças peso. Nota-se que para velocidades baixas em terrenos com inclinação nula, a ausência das forças peso gera uma diminuição ou aumento do custo dependendo da posição angular γ . Por outro lado, conforme a velocidade aumenta, a relação força-velocidade dos músculos faz com que haja uma deterioração no desempenho na medida em que a velocidade aumenta, já que, com o aumento da velocidade de contração do músculo, aumenta a ativação necessária para atingir as mesmas forças (Figura 12).

Para a análise da influência isolada das forças inerciais sobre o desempenho (cenário iii) há um “congelamento” da constante k_i utilizada na simulação, sendo considerados os fatores k_i utilizados na análise quase estática. A variação de velocidade é imposta ao modelo de maneira a se obter os resultados sem que haja prejuízo por parte da relação força-velocidade, citada na análise anterior. Nota-se que o padrão de custo observado na simulação de referência, é em grande parte ditada pelo padrão de influência das forças inerciais na tabela à direita na Figura 41. Os custos elevados na parte final do ciclo para velocidades elevadas são explicadas claramente pela influência das forças inerciais que aparecem devido às altas acelerações nesta porção do ciclo, como explicado anteriormente.

Conclui-se dessa maneira que a influência das forças inercias é muito importante já a partir da velocidade relativamente baixa de 0,5 m/s. Portanto, é imperativo considerar os efeitos inerciais em análise a velocidades maiores que 0,500 m/s.

6 CONCLUSÃO

Este trabalho propõe e desenvolve um modelo de propulsão de cadeiras de rodas através de uma abordagem que permite a estimativa dos custos mensurados pela soma quadrática das ativações dos músculos envolvidos nas articulações dos membros superiores em condições quase estáticas ou dinâmicas. O modelo matemático desenvolvido incorpora um modelo complexo do sistema músculo-esquelético disponibilizado no programa OpenSim e permite o estudo do esforço muscular em resposta a alterações de parâmetros do modelo tais como ajustes da posição da cadeira, inclinação do piso, características antropométricas e outras propriedades da cadeira de rodas.

O modelo e a abordagem desenvolvidos foram empregados em dois estudos. Um teve como objetivo encontrar as condições de menor custo de ativação dos músculos de acordo com o posicionamento do eixo da roda traseira da cadeira, para diferentes condições de inclinação de rampa. O outro estudo investigou o efeito da velocidade de locomoção da cadeira de rodas e do aro sobre o esforço muscular, com ênfase na análise da influência das forças dinâmicas e da relação força-velocidade dos músculos sob condições de velocidade crescentes.

O primeiro estudo mostra claramente que pequenas variações na posição relativa entre ombro e eixo da roda traseira podem levar a grandes diferenças em termos de esforço de propulsão. O estudo também revela que os ajustes básicos de posicionamento do eixo da roda traseira disponíveis em uma cadeira de rodas convencional não são necessariamente suficientes para proporcionar mínimo esforço e que os ajustes usuais e propostos na literatura, considerando o eixo da roda traseira alinhado verticalmente com o ombro, podem não ser considerados como sendo os mais favoráveis do ponto de vista de esforço muscular. Os resultados indicam que ajustes com a roda traseira da cadeira mais deslocada posteriormente requerem menor esforço de propulsão.

O estudo sobre a influência da velocidade sobre o esforço de propulsão mostra que as forças inerciais desempenham papel importante já em velocidades relativamente baixas no sentido de aumentar o esforço exigido, principalmente nas regiões inicial e final ao longo do aro de propulsão. Este resultado evidencia a importância de se considerar as forças inerciais no estudo da propulsão de cadeiras de rodas. A relação força-velocidade dos músculos também influencia negativamente o esforço de propulsão com velocidades crescentes, como

esperado, mas o seu efeito é maior na parte central do arco ao longo do aro de propulsão, em contraposição à influência das forças inerciais.

O modelo proposto possui simplificações que podem gerar algumas diferenças em relação às condições reais, tais como: o fato de o modelo estar contido no plano sagital e não considerar os esforços necessários para estabilização da articulação do ombro; a ausência da modelagem da dinâmica de ativação que pode influenciar os resultados em velocidades mais elevadas; a imposição de velocidade constante ao aro o que não leva em consideração as acelerações e desacelerações naturais decorrentes da adaptação do sujeito às condições de propulsão; desconsiderar o efeito da articulação do punho; considerar o ombro fixo à cadeira; desconsiderar a fase de retorno que pode influenciar o desempenho em velocidades maiores; e considerar uma única função custo (soma quadrática das ativações musculares) como quantificação de esforço muscular. Em relação à abordagem, seria também interessante avaliar melhor a influência das características físicas do cadeirante, como peso e altura, das diferenças entre os tipos de físico masculino e feminino quanto à musculatura, do tipo de lesões sofridas na coluna vertebral e do tipo de doença degenerativa. Todos os trabalhos que reduzam as simplificações do modelo aqui mencionadas e que tornem a abordagem aqui adotada mais abrangente podem ser citados como trabalhos futuros que contribuiriam para que as indicações reveladas por este trabalho pudessem ser confirmadas e melhor compreendidas considerando toda a população de usuários de cadeiras de rodas.

Em vista das conclusões deste estudo é importante enfatizar que os ajustes normalmente disponíveis e aplicados às cadeiras de rodas podem não ser os mais favoráveis do ponto de vista biomecânico e, portanto, acabar influenciando negativamente o surgimento de dores e lesões nos usuários. Muitos usuários podem estar sujeitos a riscos maiores de lesões pelo simples fato de esses não terem melhores orientações sobre os ajustes corretos a serem empregados, ou até simplesmente por essas informações nem mesmo existirem. Como evidenciado pelo estudo, pequenos ajustes podem fazer uma grande diferença em termos de esforços musculares. É importante considerar que existem vários tipos de usuários de cadeiras de rodas, sendo que a sua prescrição médica e uso são determinados pelas características físicas dessas pessoas, bem como os tipos de doenças, lesões e outros fatores que os façam lançarem mão do uso desse tipo de equipamento. Os cadeirantes autônomos são uma parcela dessa população que dispõe de membros superiores ativos e que são capazes de realizar o tracionamento da cadeira e executar determinadas manobras para transpor obstáculos. Em situações do cotidiano de um cadeirante autônomo, essas condições de inclinação de rampas

propostas e a superação de obstáculos de trânsito são muito frequentes. Por outro lado, como mencionado anteriormente, esses ajustes para os quais a roda traseira é deslocada posteriormente em relação ao ombro podem deteriorar a capacidade de realização de algumas manobras, tais como manobras de mudança de direção e a manobra de “empinar”, porque colocam o centro de gravidade do conjunto mais avançado em relação ao centro da roda traseira. Isto poderia prejudicar usuários ativos que se utilizam destas manobras com mais frequência.

REFERÊNCIAS

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas – NBR9050-2004 - Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos, 2004.

Disponível em:

http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br/app/sites/default/files/arquivos/%5Bfield_generico_i_magens-filefield-description%5D_24.pdf

Acesso em 18 Jul. 2013

ANDERSON, F. C., PANDY, M. G., A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, 2:201-231, 1999.

ANDERSON, F. C., PANDY, M. G.: Dynamic optimization of human walking. **Journal of Biomechanical Engineering**. p.123:381-390, 2001.

ALBER - Alber Simply Mobile

Disponível em: < <http://www.alber.de/en/products/wheelchair-drive/mobility-wheelchair-emotion.html> >

Acesso em 15 Jun. 2013

BERTRAM, J. E. A. Constrained optimization in human walking: cost minimization and gait plasticity. **The journal of experimental biology**. Jan 12, 2005.

BONINGER, M. L.; BALDWIN, M.; COOPER, R. A.; KOONTZ, A. M.; CHAN, L. Manual wheelchair pushrim biomechanics an axle position. **Archive Physical and Medical Rehabilitation**, v. 81, p. 608-613, 2000.

_____, M. L.; SOUZA, A. L.; COOPER, R. A.; FITZGERALD, S. G.; KOONTZ, A. M.; FAY, B. T. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. **Archive Physical and Medical Rehabilitation**, v. 83, p. 718-723, 2002.

BRUBAKER C. E. Wheelchair prescription: an analysis of factors that affect mobility and performance. **V.A. Research and Development - Journal of Rehabilitation Research and Development**. v. 23, Nº 4, p. 19-26, 1986.

CARPES, Dr. F. P. Histórico, conceitos e áreas de aplicação da Biomecânica. **GEPEC, Universidade Federal do Pampa**, Rio Grande do Sul, 2009.

Disponível em: <<http://pt.slideshare.net/felipecarpes/aula-2-biomecanica-conceitos-historico-e-definicoes>>

Acesso em 13 Jun. 2013

_____, Dr. F. P. Desenvolvimento de um sistema de pedais dinamométricos para avaliação biomecânica no ciclismo. **UFSM**, 2006.

Disponível em: <http://cascavel.cpd.ufsm.br/tede/tde_arquivos/12/TDE-2007-09-4T155635Z-824/Publico/FELIPECARPES.pdf>.

Acesso em 18 Jun. 2013

DELP, S. L.; LOAN, J. P.; HOY, M. G.; ZAJAC, F. E.; TOPP, E. L.; ROSEN, J. M. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopedic surgical procedures, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 37, p. 757-767, 1990.

_____, S. L.; ANDERSON, F. C.; ARNOLD, A. S.; LOAN, P.; HABIB, A.; JOHN, C. T.; GUENDELMAN, E.; THELEN, D. G.; (in press). OpenSim: Open-source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. (2007).

ERDEMIR, A.; MCLEAN, S.; HERZOG, W.; VAN DE BOGERT, A. J. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. **Clinical Biomechanics**. v.22, p. 131-154, 2007.

FERREIRA, A. T. Fisiologia da contração muscular – **UNIFESP – Revista Neurociências**. v. 13, nº3 (supl-versão eletrônica), p. 60-62, 2005.

FREIRE, E. S.; CORRÊA, S. C. **Conhecimento construído em parcerias – Desafios na educação física**. 1. ed. Rio de Janeiro. Bookmakers, 2012.

GIL-AGUDO, A.; AMA-ESPINOSA, A. D.; PÉREZ-RIZO, E.; PÉREZ-NOMBELA, S. Upper limb joint kinematics during manual wheelchair propulsion in patients with different levels of spinal cord injury. **Journal of Biomechanics**, v. 43, p. 2508-2515, 2010.

GORCE, P.; LOUIS, N. Wheelchair propulsion kinematics in beginners and expert users: Influence of wheelchair settings. **Clinical Biomechanics**, v. 27, p. 7-15, 2012.

HAPPEE, R., Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movements. **Journal of Biomechanics**. v. 27, p. 953–960, 1994.

HOLZBAUR, K. R.; MURRAY, W. M.; DELP, S.L. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. **Ann Biomed Eng**. v. 33(6), p. 829-40, 2005.

IBDD - **Instituto Brasileiro dos Direitos da Pessoa com Deficiência**, Regras de acessibilidade ao meio físico para o deficiente – p. 157.

Disponível em: < <http://www.ibdd.org.br/arquivos/acessibilidade.pdf> >

Acesso em 13 Jun. 2013

IBGE - INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Censo Demográfico 2010: Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência.** 2010.

Disponível em:

<http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2010/caracteristicas_religiao_deficiencia/caracteristicas_religiao_deficiencia_tab_pdf.shtm>

Acesso em 08 Set. 2013

_____. - INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Estimativas de população para 1º de julho de 2013.** 2013.

Disponível em:

<http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/estimativa2013/estimativa_tcu.shtm>.

Acesso em 08 Set. 2013

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G.; RODGERS, M. M.; ROMANI, W. A. **Músculos, provas e funções.** São Paulo: Ed. Manole, 2007.

KIRBY, R. L.; SAMPSON, M. T.; THOREN, F. A. V.; MACLEOD, D. A. Wheelchair Stability: Effect of body position. **Journal of Rehabilitation Research and Development. Department of Veterans Affairs**, v. 32, No 4, p. 367-372, 1995.

KWARCIAK, A. M.; SISTO, S. A.; YAROSSE, M.; PRICE, R.; KOMAROFF, E.; BONINGER, M. L. Redefining the manual wheelchair stroke cycle: identification an impact of nonpropulsive pushrim contact. **Archive Physical and Medical Rehabilitation**, v. 90, p. 20-26, 2009.

LEARY, M.; GRUIJTERS, J.; MAZUR, M.; SUBIC, A.; BURTON, M.; FUSS, F. K. A fundamental model of quasi-static wheelchair biomechanics. **Journal of Biomechanics**, v. 34, p. 1278-1286, 2011.

LEITE, F. 50% dos cadeirantes têm dores frequentes. **Estadão**, São Paulo, 16 set. 2008. Vida & Estilo.

Disponível em: <<http://www.estadao.com.br/noticias/impresso,50-dos-cadeirantes-tem-dores-frequentes,242409,0.htm>>.

Acesso em 11 Ago. 2013

LIN, C.J.; LIN, P.C.; LIN, L.Y.; GUO, F.C. Prediction of applied forces in handrim wheelchair propulsion. **Journal of Biomechanics**, v. 44, p. 455-460, 2011.

LOUIS, N.; GORCE, P. Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: Influence of wheelchair configuration. **Clinical Biomechanics**. v. 25, p. 879-885, 2010.

NIEMINEM, H., NIEMI, J., TAKALA, E. P., VIKARI-JUNTURA, E., Load sharing patterns in the shoulder during isometric flexion tasks. **Journal of Biomechanics**. v.28, p. 555-566, 1995.

PANTHERA-X TECHNOLOGY

Disponível em: < <http://www.panthera-x.com/>>

Acesso em 18 Mai. 2013

RANKIN, J. W.; KWARCIK, A. M.; RICHTER, W. M.; NEPTUNE, R. R. The influence of altering push force effectiveness on upper extremity demand during wheelchair propulsion. **Journal of Biomechanics**, v. 43, p. 2771-2779, 2010.

_____, J. W.; RICHTER, W. M.; NEPTUNE, R. R. Individual muscle contributions of push and recovery subtasks during wheelchair propulsion. **Journal of Biomechanics**, v. 44, p. 1246-1252, 2011.

RICHTER, W. M., The effect of seat position on manual wheelchair propulsion biomechanics: a quasi-static model-based approach. **Journal of Biomechanics**, v. 23, p. 707-712, 2001.

ROZENDAAL, L. A.; VEEGER, H. E. J.; VAN DER WOUDE, L. H. V. The push force pattern in manual wheelchair propulsion as a balance between cost and effect. **Journal of Biomechanics**, v. 36, p. 239-247, 2003.

SAGAWA, Y. J.; HAUPENTHAL, A.; BORGES N. G. J.; SANTOS D. P.; WATELAIN E. Análise da propulsão em cadeira de rodas manual: revisão de literatura. **SCIELO - Fisioterapia em Movimento**, v. 25, no. 1, 2012.

SCHIEHLEN, W. Computational Dynamics: Theory and Applications of Multibody Systems. **European Journal of Mechanics A/Solids**, v. 25, p. 566-594, 2006.

SCHUTTE, L. M.; RODGERS, M. M.; ZAJAC, F. E., Improving the efficacy of electrical stimulation-induced leg cycle ergometry: an analysis based on a dynamic musculoskeletal model. **IEEE Transactions of Rehabilitation Engineering**, v. I, no. 2, 1993.

SILVA, O. M.; DEL'ACQUA, R. J. Cadeira de rodas e sua evolução histórica - Tecnologia Assistiva - **Centro de Referências FASTER** – 2005.

Disponível em: <<http://www.crfaster.com.br/cadeira%20rodas.htm>>

Acesso em 07 Set. 2013

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. **Fundamentos de Anatomia e Fisiologia**. 8ª Ed., Google e-Livro, Porto Alegre, 2012.

Disponível em: <[https://books.google.com.br/books?hl=pt-](https://books.google.com.br/books?hl=pt-BR&lr=&id=G9O2rbQSqr8C&oi=fnd&pg=PR8&dq=contra%C3%A7%C3%A3o+muscular+fisiologia&ots=hLbvGEeShX&sig=vEvXINBB70H_bfthteDm6P5MDFQ#v=onepage&q=contra%C3%A7%C3%A3o%20muscular%20fisiologia&f=false)

[BR&lr=&id=G9O2rbQSqr8C&oi=fnd&pg=PR8&dq=contra%C3%A7%C3%A3o+muscular+fisiologia&ots=hLbvGEeShX&sig=vEvXINBB70H_bfthteDm6P5MDFQ#v=onepage&q=contra%C3%A7%C3%A3o%20muscular%20fisiologia&f=false](https://books.google.com.br/books?hl=pt-BR&lr=&id=G9O2rbQSqr8C&oi=fnd&pg=PR8&dq=contra%C3%A7%C3%A3o+muscular+fisiologia&ots=hLbvGEeShX&sig=vEvXINBB70H_bfthteDm6P5MDFQ#v=onepage&q=contra%C3%A7%C3%A3o%20muscular%20fisiologia&f=false)>

Acesso em 12 Nov. 2014

TRICOLI, V.. Papel das ações musculares excêntricas nos ganhos de força e de massa muscular. **Revista da Biologia**, v. 11, p. 38-42, 2013.

VAN DER HELM, F. C.. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. **Journal of Biomechanics**. v.27, p.551–569, 1994.

VAN DER WOUDE, L. H. V.; VEEGER, H. E. J.; DALLMEIJER, A. J.; JANSSEN, T. W. J.; ROZENDAAL, L. A.. Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. **Elsevier Science Ltd.**, v. 23, p. 713-733, 2001.

VILELA Jr. G. de B.; OLIVEIRA, A. L.; DAGNONE, D.; HAUSER, M. W. Licenciatura em Educação Física – Cinesiologia. **UEPG**, 2011.

Disponível em: <http://www.cpaqv.org/cinesiologia/livro_cinesiologia_guanis.pdf >

Acesso em 01 Set. 2013

WINTER, D. A.; **Biomechanics and motor control of human movement**. 2 ed. New York. John Wiley & Sons, Inc., 1990.

YAMAGUCHI, G. **Dynamic Modeling of Musculoskeletal Motion: A Vectorized Approach for Biomechanical Analysis in Three Dimensions**. United States of America: Springer, 2001.

_____, G. T., ZAJAC, F. E.: A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. **Journal of Biomechanics**. v. 21. pp. 1-10. 1989.

ZAJAC, F. E., Muscle and tendon: properties, models, scaling and application to biomechanics and motor control, **Stanford University**, v.17, Issue 4, p. 359-411, 1989.

APÊNDICE A

Modelo matemático

O modelo para a simulação apresentado na Figura 1 é composto por quatro segmentos rígidos: o braço de comprimento B , o antebraço de comprimento A , as rodas de raio R_2 e o conjunto formado pela cadeira de rodas sem as rodas e o cadeirante sem os braços. O braço está ligado ao tronco por uma junta de revolução representando a articulação do ombro e o antebraço está ligado ao braço também por uma junta de revolução representando o cotovelo. Embora a articulação do punho seja biaxial, no modelo é considerada como sendo também uma junta de revolução com um único grau de liberdade. Serão considerados apenas movimentos no plano sagital em que são definidos apenas os movimentos de flexão e extensão.

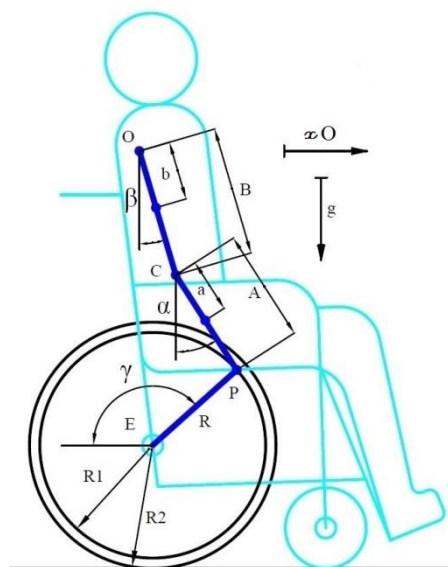


Figura 1A – Diagrama representativo do modelo estudado
Fonte: Autor

Desprezando-se o escorregamento da roda em relação ao piso, o modelo completo (Figura 1) passa a ser um mecanismo de quatro barras com um único grau de liberdade em que a orientação da roda γ , do braço β e do antebraço α são dependentes do deslocamento horizontal do ombro solidário à cadeira de rodas x . O ângulo γ , por exemplo, pode ser determinado em relação em função do deslocamento horizontal por:

$$\gamma = (xO - x)/R_2 \quad (1)$$

onde xO corresponde ao valor de x para o qual a γ seria nulo. Desta forma, o posicionamento da mão sobre o aro é diretamente relacionado à coordenada x .

As equações de movimento, Equação 2, foram obtidas a partir das aplicação do formalismo de Newton-Euler (Schiehlen, 1997) utilizando como coordenadas x , β e α , organizados no vetor de coordenadas q . Esse vetor contém as três coordenadas generalizadas relativas ao deslocamento do conjunto ' xO ' e aos ângulos das duas articulações com os ângulos ' β ' e ' α ' representadas no diagrama. O vetor de coordenadas generalizadas do sistema com três graus de liberdade é, portanto:

$$q = \begin{bmatrix} x \\ \beta \\ \alpha \end{bmatrix} \quad (2)$$

Os vetores relativos à velocidade e à aceleração do sistema são as derivadas primeira e segunda do vetor de posição ' q ', sendo denominados $\dot{q}$ e $\ddot{q}$, respectivamente:

$$\dot{q} = \begin{bmatrix} \dot{xO} \\ \dot{\beta} \\ \dot{\alpha} \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$\ddot{q} = \begin{bmatrix} \ddot{xO} \\ \ddot{\beta} \\ \ddot{\alpha} \end{bmatrix} \quad (4)$$

A posição do centro de massa de cada um dos segmentos do modelo é definido pelas equações abaixo, tendo suas projeções nos eixos de referência do sistema, sendo o eixo ' x ' o eixo definido para o deslocamento na direção horizontal e com sentido positivo da esquerda para a direita e o eixo ' y ' tem orientação na direção vertical e com sentido positivo de baixo para cima.

O ombro ' O ' do modelo foi definido como sendo a origem da base de referência do conjunto cadeira de rodas e cadeirante na Figura 1.

Os vetores de posição dos centros de massa dos segmentos do sistema são apresentados nas Equações de 5 à 8 e as orientações nas Equações de 9 à 11.

$$rc = [xO + xC] \quad (5)$$

$$rb = \begin{bmatrix} xO + b \operatorname{sen}\beta \\ -b \cos\beta \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$ra = \begin{bmatrix} xO + B \operatorname{sen}\beta + a \operatorname{sen}\alpha \\ -B \cos\beta - a \cos\alpha \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$rc = [xO + xC] \quad (8)$$

$$\theta B = \beta \quad (9)$$

$$\theta A = \alpha \quad (10)$$

$$\theta R = -\frac{xO}{R2} \quad (11)$$

O Jacobiano do sistema de equações é utilizado para fazer as derivadas parciais de primeira ordem de cada um dos componentes dos vetores de representação das Equações 5 à 11 em relação às coordenadas generalizadas.

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\delta rcx1}{\delta xO} & \frac{\delta rcx1}{\delta \beta} & \frac{\delta rcx1}{\delta \alpha} \\ \frac{\delta rbx1}{\delta xO} & \frac{\delta rbx1}{\delta \beta} & \frac{\delta rbx1}{\delta \alpha} \\ \frac{\delta rby1}{\delta xO} & \frac{\delta rby1}{\delta \beta} & \frac{\delta rby1}{\delta \alpha} \\ \frac{\delta rax1}{\delta xO} & \frac{\delta rax1}{\delta \beta} & \frac{\delta rax1}{\delta \alpha} \\ \frac{\delta ray1}{\delta xO} & \frac{\delta ray1}{\delta \beta} & \frac{\delta ray1}{\delta \alpha} \\ \frac{\delta rrx1}{\delta xO} & \frac{\delta rrx1}{\delta \beta} & \frac{\delta rrx1}{\delta \alpha} \\ \frac{\delta \theta Bx1}{\delta xO} & \frac{\delta \theta Bx1}{\delta \beta} & \frac{\delta \theta Bx1}{\delta \alpha} \\ \frac{\delta \theta Ax1}{\delta xO} & \frac{\delta \theta Ax1}{\delta \beta} & \frac{\delta \theta Ax1}{\delta \alpha} \\ \frac{\delta \theta Rx1}{\delta xO} & \frac{\delta \theta Rx1}{\delta \beta} & \frac{\delta \theta Rx1}{\delta \alpha} \end{bmatrix} \quad (12)$$

A seguir temos a matriz Jacobiana do sistema de equações de posicionamento do modelo de acordo com as respectivas derivadas parciais.

$$J = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 1 & b * \cos \beta & 0 \\ 0 & b * \sin \beta & 0 \\ 1 & B * \cos \beta & a * \cos \alpha \\ 0 & B * \sin \beta & a * \sin \alpha \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ \frac{-1}{R2} & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (13)$$

Os vetores de velocidade e aceleração dos segmentos do modelo são representados a seguir pelas derivadas primeira e segunda em relação ao tempo do vetor de posição, bem como o Jacobiano do sistema, que tem a derivada primeira representada na Equação 13.

Os vetores de velocidade dos segmentos são apresentados nas Equações 14 a 20.

$$\dot{r}c = [\dot{x}0] \quad (14)$$

$$\dot{r}b = \begin{bmatrix} \dot{x}0 + b * \dot{\beta} * \cos \beta \\ b * \dot{\beta} * \sin \beta \end{bmatrix} \quad (15)$$

$$\dot{r}a = \begin{bmatrix} \dot{x}0 + B * \dot{\beta} * \cos \beta + a * \dot{\alpha} * \cos \alpha \\ -B * \dot{\beta} * \sin \beta - a * \dot{\alpha} * \sin \alpha \end{bmatrix} \quad (16)$$

$$\dot{r}r = [\dot{x}0] \quad (17)$$

$$\dot{\theta}B = \dot{\beta} \quad (18)$$

$$\dot{\theta}A = \dot{\alpha} \quad (19)$$

$$\dot{\theta}R = -\frac{\dot{x}0}{R2} \quad (20)$$

A derivada do Jacobiano no tempo é demonstrada na Equação 21.

$$\dot{J} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & -\dot{\beta} * b * \sin \beta & 0 \\ 0 & \dot{\beta} * b * \cos \beta & 0 \\ 0 & -\dot{\beta} * B * \sin \beta & -\dot{\alpha} * a * \sin \alpha \\ 0 & \dot{\beta} * B * \cos \beta & \dot{\alpha} * a * \cos \alpha \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (21)$$

Os vetores de acelerações do sistema são apresentados nas Equações 22 a 28.

$$\ddot{r}c = [\ddot{x} \ddot{0}] \quad (22)$$

$$\ddot{r}b = \begin{bmatrix} \ddot{x} \ddot{0} + b * \ddot{\beta} * \cos \beta - b * \dot{\beta}^2 * \sin \beta \\ b * \ddot{\beta} * \sin \beta + b * \dot{\beta}^2 * \cos \beta \end{bmatrix} \quad (23)$$

$$\ddot{r}a = \begin{bmatrix} \ddot{x} \ddot{0} + B * \ddot{\beta} * \cos \beta - B * \dot{\beta}^2 * \sin \beta + a * \ddot{\alpha} * \cos \alpha - a * \dot{\alpha}^2 * \sin \alpha \\ B * \ddot{\beta} * \sin \beta + B * \dot{\beta}^2 * \cos \beta + a * \ddot{\alpha} * \sin \alpha + a * \dot{\alpha}^2 * \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (24)$$

$$\ddot{r}r = [\ddot{x} \ddot{0}] \quad (25)$$

$$\ddot{\theta}B = \ddot{\beta} \quad (26)$$

$$\ddot{\theta}A = \ddot{\alpha} \quad (27)$$

$$\ddot{\theta}R = -\frac{\ddot{x} \ddot{0}}{R^2} \quad (28)$$

De acordo com os equacionamentos de posição, velocidade e aceleração levantados para o diagrama da Figura 2 e se fazendo a consideração de que os membros do corpo, como o braço e o antebraço, devem ser tratados como sendo corpos rígidos, pode ser então aplicado o formalismo de “Newton-Euler” Schiehlen (2006).

Diagrama de corpo livre para os segmentos do modelo

O diagrama de corpo livre do modelo mostrado abaixo na Figura 2 representa as forças e momentos envolvidos nas articulações do ombro (Ponto O), cotovelo (Ponto C), punho (Ponto P) e centro do eixo da roda (Ponto E). Também são mostrados os centros de massa de cada um dos membros do corpo em que age a força peso.

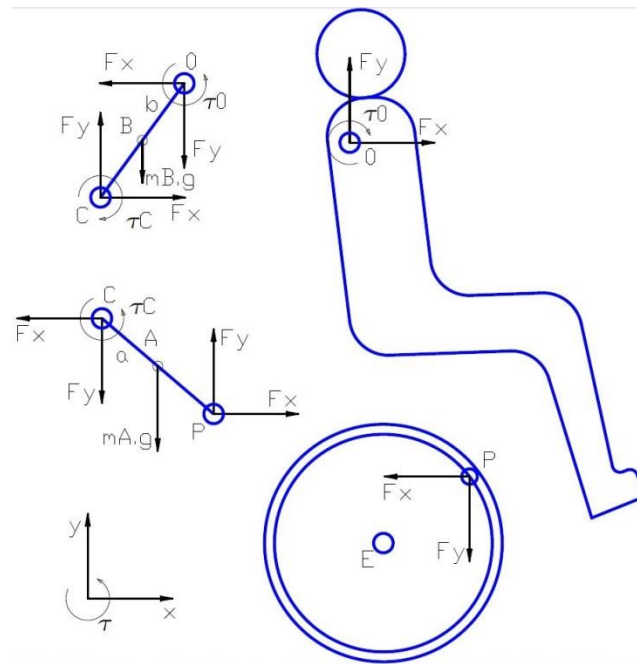


Figura 2 – Diagrama de corpo livre para os segmentos do modelo
Fonte: Autor

Aplicando-se o Teorema do Momento Angular (TMA) em relação aos respectivos centros de massa e o Teorema do Movimento do Baricentro (TMB) para os três corpos, de acordo com as respectivas Equações 29 e 30.

$$\text{TMA: } J_i \dot{\omega}_i + \omega^{\sim} J_i \omega_i = l_i^e + l_i^v \quad (29)$$

$$\text{TMB: } m_i a_i = f_i^e + f_i^v \quad (30)$$

Como o sistema cadeira de rodas e cadeirante está representado no modelo apenas no plano dos eixos 'x' e 'y', ou plano sagital da pessoa, e também o centro de massa de cada segmento seja utilizado como ponto de referência, pode-se desconsiderar a segunda parcela da

soma contida no primeiro membro do TMA. Dessa maneira o TMA fica reduzido à seguinte forma:

$$\text{TMA: } J_i \dot{\omega}_i = l_i^e + l_i^v \quad (31)$$

Os parâmetros tratados nas equações do TMA e do TMB são descritos abaixo:

J_i = momento de inércia do segmento

$\dot{\omega}$ = aceleração angular do segmento

l_i^e = momentos externos

l_i^v = momentos vinculares

m_i = massa do segmento

a_i = aceleração do segmento

f_i^e = forças externas

f_i^v = forças vinculares

A partir da aplicação do TMB e do TMA para todos os segmentos, agrupamento das equações na forma matricial e aplicação do formalismo de Newton-Euler se obtém as equações do movimento na forma mínima Equação 32.

$$\underline{\underline{M}} \ddot{q} + J^T \underline{\underline{\bar{M}}} \dot{J} \dot{q} = k^e \quad (32)$$

A seguir cada uma das parcelas da Equação 32 será apresentada em detalhes:

$$\underline{\underline{M}} = J^T \underline{\underline{\bar{M}}} J \rightarrow \text{Matriz de massa} \quad (33)$$

$$k = J^T \underline{\underline{\bar{M}}} \dot{J} \dot{q} \rightarrow \text{Forças generalizadas (Coriolis e Giroscópicas)} \quad (34)$$

$$k^e \rightarrow \text{Vetor de forças generalizadas externas não vinculares} \quad (35)$$

A matriz de massa do modelo, vista na Equação 33, é determinada através da multiplicação matricial da matriz Jacobiana transposta (Equação 37), da matriz global inércia do modelo (Equação 38) e da matriz Jacobiana (Equação 39) na sua forma normal.

$$\underline{\underline{M}} = J^T * \overset{=}{\underset{=}{M}} * J \quad (36)$$

$$J^T = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 & 1 & 0 & 1 & 0 & 0 & -\frac{1}{R^2} \\ 0 & b \cos \beta & b \sin \beta & B \cos \beta & B \sin \beta & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & a \cos \alpha & a \sin \alpha & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (37)$$

$$\overset{=}{\underset{=}{M}} = \begin{bmatrix} mCC & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & mB & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & mB & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & mA & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & mA & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & mR & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & jB & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & jA & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & jR \end{bmatrix} \quad (38)$$

$$J = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 1 & b^* \cos \beta & 0 \\ 0 & b^* \sin \beta & 0 \\ 1 & B^* \cos \beta & a^* \cos \alpha \\ 0 & B^* \sin \beta & a^* \sin \alpha \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ -1/R^2 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (39)$$

Temos:

$$\underline{\underline{M}} = \begin{bmatrix} mR + mCC + mA + mB + jR/R^2 & (mB b + mA B) \cos \beta & mA a \cos \alpha \\ (mB b + mA B) \cos \beta & mB b^2 + mA B^2 + jB & mA a B \cos(\alpha - \beta) \\ mA a \cos \alpha & mA a B \cos(\alpha - \beta) & mA a^2 + jA \end{bmatrix} \quad (40)$$

A matriz 'k' do modelo, vista na Equação 34, é determinada através da multiplicação matricial da matriz Jacobiano transposta (Equação 37) da matriz de inércia global do modelo (Equação 40), da derivada no tempo da Matriz Jacobiana (Equação 41) na sua forma normal.

$$k = J^T \underline{\underline{\dot{M}}} \dot{J} \dot{q}$$

$$\dot{J} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & -\dot{\beta} * b * \sin \beta & 0 \\ 0 & \dot{\beta} * b * \cos \beta & 0 \\ 0 & -\dot{\beta} * B * \sin \beta & -\dot{\alpha} * a * \sin \alpha \\ 0 & \dot{\beta} * B * \cos \beta & \dot{\alpha} * a * \cos \alpha \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (41)$$

$$\dot{q} = \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{\beta} \\ \dot{\alpha} \end{bmatrix}$$

Desenvolvendo-se as multiplicações das matrizes acima com o auxílio do manipulador simbólico do *software Matlab* (The Mathworks, Inc.) e de acordo com a Equação 36 obtém-se:

$$k = \begin{bmatrix} -\dot{\beta}^2 * \sin \beta * (mB * b + mA * B) - mA * \dot{\alpha}^2 * a * \sin \alpha \\ -mA * a * B * \dot{\alpha}^2 * \sin(\beta - \alpha) \\ mA * a * B * \dot{\alpha}^2 * \sin(\alpha - \beta) \end{bmatrix} \quad (42)$$

O vetor de forças generalizadas foi dividido em três partes, ke1, ke2 e ke3 para separar o efeito dos diferentes conjuntos de forças e momentos.

A parcela 'ke1' é relativa às forças generalizadas resultantes das forças gravitacionais que agem sobre os membros do corpo, ou seja, braços e antebraços. O valor da aceleração da gravidade foi decomposto nos eixos 'x' e 'y', ou seja, 'gx' e 'gy', devido à necessidade de o modelo ter a simulação em uma rampa. Tem-se então que $ke1 = J^T Fe1$.

$$Fe1 = \begin{bmatrix} -m_{CC} gx \\ -m_B gx \\ -m_B gy \\ -m_A gx \\ -m_A gy \\ -m_R gx \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (43)$$

A parcela 'ke2' se refere às forças externas é calculada por $ke2 = J^T Fe2$, onde F_x e F_y são as forças de contato entre as mãos e os aros de tração.

$$Fe2 = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ -1 & 0 \\ 0 & -1 \\ 1 & 0 \\ 0 & 0 \\ -(A-a) \cos \alpha & -(A-a) \sin \alpha \\ -R2 \sin(\pi - \gamma - \varphi) & R2 \cos(\pi - \gamma - \varphi) \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix}$$

$$Fe2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ -F_x \\ -F_y \\ F_x \\ 0 \\ -F_x \cos \alpha (A-a) - F_y \sin \alpha (A-a) \\ -F_y R2 \cos(\gamma + \varphi) - F_x R2 \sin(\gamma + \varphi) \end{bmatrix} \quad (44)$$

A parcela 'ke3' se refere aos momentos externos aplicados ao modelo sendo calculada por: $ke3 = J^T Fe3$

$$Fe3 = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 1 & -1 \\ 0 & 1 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \tau O \\ \tau C \end{bmatrix}$$

$$Fe3 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ \tau O - \tau C \\ \tau C \\ 0 \end{bmatrix} \quad (45)$$

Desenvolvendo-se as multiplicações das matrizes acima com o auxílio do manipulador simbólico do *software Matlab* (The Mathworks, Inc.), temos o resultado para k^e na Equação 46.

$$k^e = \begin{bmatrix} Fy \cos(\gamma + \varphi) + Fx \sin(\gamma + \varphi) - g \sin(\eta) (mA + mB + mCC + mR) \\ \tau O - \tau C - B (Fx \cos\beta) + Fy \sin\beta - g \sin(\beta + \eta) (B mA + b mB) \\ \tau O - A (Fx \cos\alpha + Fy \sin\alpha) - a g \sin(\alpha + \eta) \end{bmatrix} \quad (46)$$

APÊNDICE B

Código do modelo matemático do membro superior no Matlab

```
% SIMULAÇÃO DA PROPULSÃO EM CADEIRAS DE RODAS (Atualização com os
% parâmetros do OpenSim em 21/10/2014 - arm26 e armcurling

% Coordenadas generalizadas:
% 1 - Ângulo do braço com a vertical (beta) (cor verde)
% 2 - Ângulo do antebraço com a vertical (alfa) (cor vermelha)
% 3 - Deslocamento do conjunto na horizontal (início) (cor azul)

clear all;
close all;
clc;

% Seleção de posição
hv_ind = 19; % [39 16 56 81 85]

% Seleção de inclinação
incl = 0; % 0, 1, 2, 3 = 0%, 33%, 66%, 100% de inclinação da rampa

%% Parâmetros gerais da simulação

%% Parâmetros da pessoa
% Peso do indivíduo
mP = 70.000; % [kg] massa do corpo do indivíduo (70.000 Kg)
mC = (0.91020*mP); % [kg] massa do corpo (tronco + pernas + cabeça)
mA = 2*(0.02026*mP); % [kg] massa dos ante-braços + mãos
mB = 2*(0.02464*mP); % [kg] massa dos braços
mCT = (mA + mB) + mC; % [kg] massa do corpo total

%% Altura do indivíduo
hPes = 1.700; % [m] altura do indivíduo (1.700 m)
A = (0.156880*hPes); % [m] comprimento do antebraço (0.2667 m)
B = (0.188000*hPes); % [m] comprimento do braço (0.3196 m)
a = (0.7520810*A); % [m] distância do CG do antebraço # cotovelo (0.200580 m)
b = (0.6241552*B); % [m] distância do CG do braço # ombro (0.199480 m)
jA = 2*(0.0226594); % [kg*m^2] momento de inércia do antebraço
jB = 2*(0.0166369); % [kg*m^2] momento de inércia do braço

%% Parâmetros da cadeira
mCd = 12.000; % [kg] massa do quadro da cadeira de rodas (12.000 Kg)
mR = 2*(2.000); % [kg] massa da roda da cadeira
R1 = 0.2794; % [m] raio do handrim (diâmetro de 22 polegadas = 0.5588 m)
R2 = 0.3048; % [m] raio da roda da cadeira (diâmetro de 24 polegadas = 0.6096 m)
R3 = 0.02; % [m] raio do cubo da roda
jR = 2*(0.185806); % [kg*m^2] momento de inércia da roda

%% Parâmetros do conjunto
mCCd = mC + mCd; % [kg] massa do corpo + cadeira
mCJ = mCT + mR + mCd; % [kg] massa do conjunto (corpo + 2 braços + 2 antebraços+mãos + 2 rodas + cadeira)

%% Parâmetro hv_ind para seleção
% h % [m] distância na horizontal do ombro até o eixo da roda (0,05)
% v % [m] distância na vertical do ombro até o eixo da roda (0,69)

%% Parâmetros gerais
% zethai = xxx*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
% zethaf = xxx*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
nn = 72; % número de segmentos da representação no intervalo do ciclo de tracionamento
mi = ((2.3396)*pi/180); % [graus] ângulo de inclinação da rampa (valor entre parênteses (x3) para obter o valor máximo de 7 graus do IBDD para 1,46 m de rampa (2,3396)
t = 0.17165; % [s] tempo base de execução do ciclo
g = 9.81; % [m/s^2] aceleração da gravidade

%% Relação de transmissão
rt = 1; % 0.5; 1.0; 1.5; 2.0; 2.5 p/ velocidade de 1.0 m/s
Fatr = -30/rt; % [N] Força de atrito de rolamento (valor negativo contra o sentido de deslocamento)

%% Seletor dos arquivos para simulação conforme tabela
```

```

switch hv_ind          % Seletor dos arquivos para a simulação conforme tabela

case 09
    h = -0.25;
    v = 0.50;
    zethai = 96*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = -17*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 10
    h = -0.20;
    v = 0.50;
    zethai = 102*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = -16*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 11
    h = -0.15;
    v = 0.50;
    zethai = 107*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = -15*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 12
    h = -0.10;
    v = 0.50;
    zethai = 112*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = -12*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 13
    h = -0.05;
    v = 0.50;
    zethai = 120*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = -8*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 14
    h = 0.00;
    v = 0.50;
    zethai = 125*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = -3*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 15
    h = -0.45;
    v = 0.55;
    zethai = 78*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = -1*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 16
    h = -0.40;
    v = 0.55;
    zethai = 83*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = -4*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 17
    h = -0.35;
    v = 0.55;
    zethai = 87*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = -6*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 18
    h = -0.30;
    v = 0.55;
    zethai = 90*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = -7*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 19
    h = -0.25;
    v = 0.55;
    zethai = 95*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = -7*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 20
    h = -0.20;
    v = 0.55;
    zethai = 102*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = -6*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 21
    h = -0.15;
    v = 0.55;
    zethai = 108*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = -4*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 22
    h = -0.10;
    v = 0.55;
    zethai = 113*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = -1*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 23
    h = -0.05;
    v = 0.55;

```

```

        zethai = 119*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
        zethaf = 3*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 24
    h = 0.00;
    v = 0.55;
    zethai = 124*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = 8*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 25
    h = -0.45;
    v = 0.60;
    zethai = 76*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = 9*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 26
    h = -0.40;
    v = 0.60;
    zethai = 83*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = 6*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 27
    h = -0.35;
    v = 0.60;
    zethai = 88*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = 5*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 28
    h = -0.30;
    v = 0.60;
    zethai = 92*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = 4*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 29
    h = -0.25;
    v = 0.60;
    zethai = 97*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = 4*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 30
    h = -0.20;
    v = 0.60;
    zethai = 102*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = 5*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 31
    h = -0.15;
    v = 0.60;
    zethai = 107*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = 6*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 32
    h = -0.10;
    v = 0.60;
    zethai = 112*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = 9*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 33
    h = -0.05;
    v = 0.60;
    zethai = 118*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = 13*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 34
    h = 0.00;
    v = 0.60;
    zethai = 123*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = 17*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 35
    h = -0.45;
    v = 0.65;
    zethai = 75*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = 21*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 36
    h = -0.40;
    v = 0.65;
    zethai = 82*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = 17*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento

case 37
    h = -0.35;
    v = 0.65;
    zethai = 85*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
    zethaf = 15*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 38
    h = -0.30;

```

```

v = 0.65;
zethai = 89*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 14*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 39
h = -0.25;
v = 0.65;
zethai = 95*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 14*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 40
h = -0.20;
v = 0.65;
zethai = 100*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 15*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 41
h = -0.15;
v = 0.65;
zethai = 105*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 16*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 42
h = -0.10;
v = 0.65;
zethai = 110*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 19*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 43
h = -0.05;
v = 0.65;
zethai = 115*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 22*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 44
h = 0.00;
v = 0.65;
zethai = 120*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 26*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 45
h = -0.45;
v = 0.70;
zethai = 70*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 35*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 46
h = -0.40;
v = 0.70;
zethai = 77*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 30*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 47
h = -0.35;
v = 0.70;
zethai = 83*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 27*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 48
h = -0.30;
v = 0.70;
zethai = 87*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 25*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 49
h = -0.25;
v = 0.70;
zethai = 92*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 25*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 50
h = -0.20;
v = 0.70;
zethai = 98*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 25*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 51
h = -0.15;
v = 0.70;
zethai = 103*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 27*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 52
h = -0.10;
v = 0.70;
zethai = 108*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 29*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 53
h = -0.05;

```

```

v = 0.70;
zethai = 112*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 32*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 54
h = 0.00;
v = 0.70;
zethai = 116*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 36*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 56
h = -0.40;
v = 0.75;
zethai = 72*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 47*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 57
h = -0.35;
v = 0.75;
zethai = 80*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 41*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 58
h = -0.30;
v = 0.75;
zethai = 84*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 38*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 59
h = -0.25;
v = 0.75;
zethai = 90*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 37*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 60
h = -0.20;
v = 0.75;
zethai = 95*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 37*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 61
h = -0.15;
v = 0.75;
zethai = 100*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 38*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 62
h = -0.10;
v = 0.75;
zethai = 104*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 40*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 63
h = -0.05;
v = 0.75;
zethai = 107*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 42*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 64
h = 0.00;
v = 0.75;
zethai = 112*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 46*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 68
h = -0.30;
v = 0.80;
zethai = 78*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 57*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 69
h = -0.25;
v = 0.80;
zethai = 85*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 52*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 70
h = -0.20;
v = 0.80;
zethai = 90*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 51*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 71
h = -0.15;
v = 0.80;
zethai = 95*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
zethaf = 51*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
case 72
h = -0.10;

```

```

        v = 0.80;
        zethai = 99*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
        zethaf = 52*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
    case 73
        h = -0.05;
        v = 0.80;
        zethai = 102*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
        zethaf = 54*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
    case 74
        h = 0.00;
        v = 0.80;
        zethai = 107*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
        zethaf = 58*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
    case 80
        h = 0.05;
        v = 0.50;
        zethai = 130*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
        zethaf = 3.5*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
    case 81
        h = 0.05;
        v = 0.55;
        zethai = 129*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
        zethaf = 13*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
    case 82
        h = 0.05;
        v = 0.60;
        zethai = 128*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
        zethaf = 22*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
    case 83
        h = 0.05;
        v = 0.65;
        zethai = 124*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
        zethaf = 31*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
    case 84
        h = 0.05;
        v = 0.70;
        zethai = 120*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
        zethaf = 40*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
    case 85
        h = 0.05;
        v = 0.75;
        zethai = 116*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
        zethaf = 50*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento
    case 86
        h = 0.05;
        v = 0.80;
        zethai = 110*(pi/180); % ângulo de início do ciclo de tracionamento
        zethaf = 62*(pi/180); % ângulo do fim do ciclo de tracionamento

end

%% Cálculo das velocidades médias
S1 = (zethai-zethaf)*R1; % [m] espaço percorrido pelo punho em cada ciclo de tracionamento
S2 = (zethai-zethaf)*R2; % [m] espaço percorrido pela roda em cada ciclo de tracionamento
V1 = 0.001; % [m/s] velocidade de 0,001 m/s do punho

%% Dados extraídos de Marchese para o cotovelo
TorqueM = [30 40 50 60 62 60 53];
AnguloM = [00 18 38 73 86 97 120];
AnguloGama = [118.0 114.6 111.2 107.8 104.4 101.0 97.6 94.2 90.8 87.4 84.0 80.6 77.2 73.8 70.4 67.0 63.6 60.2 56.8 53.4 50.0];
TorqueMConv = [53.9 55.0 56.0 56.8 57.6 58.2 58.8 59.2 59.5 59.7 59.9 59.9 59.8 59.6 59.3 58.8 58.3 57.7 56.9 56.1 55.2];
TorqueMConv2x = [107.8 110.0 112.0 113.6 115.2 116.4 117.6 118.4 119.0 119.4 119.8 119.8 119.6 119.2 118.6 117.6 116.6 115.4 113.8 112.2 110.4];

%% Dados extraídos de Bober para o ombro em flexão
AnguloB = [120 105 90 75 60 45 30 15 0 -15 -30 -45];
TorqueB = [30 33 36 40 47 50 52 56 63 69 73 70];
AnguloGama = [118.0 114.6 111.2 107.8 104.4 101.0 97.6 94.2 90.8 87.4 84.0 80.6 77.2 73.8 70.4 67.0 63.6 60.2 56.8 53.4 50.0];
TorqueBConv = [29.3 30.3 31.2 32.2 33.1 34.1 35.1 36.0 37.0 37.9 38.9 39.8 40.8 41.7 42.7 43.6 44.5 45.5 46.4 47.4 48.3];
TorqueBConv2x = [58.6 60.6 62.4 64.4 66.2 68.2 70.2 72.0 74.0 75.8 77.8 79.6 81.6 83.4 85.4 87.2 89.0 91.0 92.8 94.8 96.6];

```

```

%% Dados extraídos de Bober para o ombro em extensão
AnguloB = [120 105 90 75 60 45 30 15 0 -15 -30 -45];
TorqueB = [63 65 70 65 63 61 57 50 43 33 25 20];
AnguloGama = [118.0 114.6 111.2 107.8 104.4 101.0 97.6 94.2 90.8 87.4 84.0 80.6 77.2 73.8 70.4
67.0 63.6 60.2 56.8 53.4 50.0];
TorqueBConve = [66.5 66.9 67.2 67.4 67.6 67.7 67.8 67.8 67.7 67.6 67.4 67.2 66.9 66.5 66.1
65.6 65.1 64.5 63.8 63.1 62.3];

%% Força Isométrica Máxima
% BIClong BICshort BRA Corb Delt1 Delt2 Delt3 Infsp Lat1 Lat2 Lat3 Pec1 Pec2 Pec3 Subsc Supsp
TMaj TMin TRilat TRilong TRImed
FISOmaxNormal = load ('FISOmaxNormal.m');
FISOmaxOS = (FISOmaxNormal);
FISOmax = (2*FISOmaxNormal);

%% Braço de Momento - Em Relação ao Ombro - por Músculo
% BIClong BICshort BRA Corb Delt1 Delt2 Delt3 Infsp Lat1 Lat2 Lat3 Pec1 Pec2 Pec3 Subsc Supsp
TMaj TMin TRilat TRilong TRImed
% SMA = load ('SMA.m');
SMA = load(['SMA_' num2str(hv_ind) '.m']);

%% Braço de Momento - em Relação ao Cotovelo - por Músculo
% BIClong BICshort BRA Corb Delt1 Delt2 Delt3 Infsp Lat1 Lat2 Lat3 Pec1 Pec2 Pec3 Subsc Supsp
TMaj TMin TRilat TRilong TRImed
% EMA = load ('EMA.m');
EMA = load(['EMA_' num2str(hv_ind) '.m']);

%% Ativação dos músculos para cada velocidade determinada
% BIClong BICshort BRA Corb Delt1 Delt2 Delt3 Infsp Lat1 Lat2 Lat3 Pec1 Pec2 Pec3 Subsc Supsp
TMaj TMin TRilat TRilong TRImed
% AM1 para Velocidade
%AM = load ('AM.m');
AM = load(['AM_' num2str(hv_ind) '.m']);

%% Forças nos Tendões (Otimização Estática)
% BIClong BICshort BRA Corb Delt1 Delt2 Delt3 Infsp Lat1 Lat2 Lat3 Pec1 Pec2 Pec3 Subsc Supsp
TMaj TMin TRilat TRilong TRImed
% FT1 para Velocidade = 0.25 m/s
%FT = load ('FT.m');
FT = load(['FT_' num2str(hv_ind) '.m']);

%% Conversão da matrizes FT's --> Transpostas
FTt = FT.';

%% Cálculo da constante Ki para as diversas velocidades
% Ki1 - velocidade = 0,001 m/s
Ki = FT./(AM.*FISOmaxOS);

%% Momentos obtidos a partir do OpenSim para as diversas velocidades - Momentos nos Ombros
% Momento no ombro - velocidade = 0.25 m/s
TauO = diag(SMA * FTt);

%% Momentos obtidos a partir do OpenSim para as diversas velocidades - Momentos nos Cotovelos
% Momento no cotovelo - velocidade = 0.25 m/s
TauC = diag(EMA * FTt);

%% Determinação dos pontos do centro da roda
C = [h -v]; % ponto [h -v] - posição do eixo da roda
em relação ao ombro - ponto C
xc = C(1); % ponto do eixo na horizontal - 1ª
posição de "C"
yc = C(2); % ponto do eixo na vertical - 2ª posição
de "C"

%% Representação gráfica do caminho percorrido pelo punho no handrin entre o ponto inicial e
final de gama (zetha)
zetha = zethai:(zethaf-zethai)/nn;zethaf; % Ângulos da roda de início e fim da
simulação do movimento do braço + antebraco % Ponto do centro da circunferência do
x1 = xc + R1*cos(zetha); % Ponto do centro da circunferência do
handrin na horizontal
y1 = yc + R1*sin(zetha); % Ponto do centro da circunferência do
handrin na vertical
figure
hold on

```

```

plot(x1,y1,'g','linewidth',4); % Representação do caminho do punho no
handrin em verde - espessura 4
grid on
axis equal
ylim([-0.85 0.15])

%% Representação gráfica da roda e do handrin (gráfico para melhor entendimento da posição do
braço do cadeirante em relação à roda da cadeira)
omega = 0:2*pi/100:2*pi; % ângulos do intervalo de representação
da circunferência do handrin e da roda
x3 = xc + R1*cos(omega); % Ponto do centro da circunferência do
handrin na horizontal
y3 = yc + R1*sin(omega); % Ponto do centro da circunferência do
handrin na vertical
x4 = xc + R2*cos(omega); % Ponto do centro da circunferência da
roda na horizontal
y4 = yc + R2*sin(omega); % Ponto do centro da circunferência da
roda na vertical
x5 = xc + R3*cos(omega); % Ponto do centro da circunferência do
cubo da roda na horizontal
y5 = yc + R3*sin(omega); % Ponto do centro da circunferência do
cubo da roda na vertical
plot(x3,y3,'k','linewidth',2); % Representação da circunferência do
handrin em preto - espessura 2
plot(x4,y4,'k','linewidth',3); % Representação da circunferência da roda
em preto - espessura 3
plot(x5,y5,'k','linewidth',3); % Representação da circunferência do cubo
da roda em preto - espessura 3

%% Representação gráfica dos braços do cadeirante durante o ciclo de tracionamento da cadeira
for s1 = 1:length(x1) % número de pontos a serem atingidos no
handrim pelo punho

    R(s1) = sqrt((x1(s1)^2)+(y1(s1)^2));
    ang(s1) = acos((R(s1)^2 - B^2 - A^2)/(-2*B*A));
    theta2(s1) = pi - ang(s1);
    psi(s1) = atan2(-y1(s1),x1(s1));
    phi1(s1) = acos((-R(s1)^2 - B^2 + A^2)/(-2*R(s1)*B));
    theta1(s1) = pi/2 - psi(s1) - phi1(s1);
    link1x1(s1,:) = [0 B]*sin(theta1(s1)); % representação
gráfica do braço na horizontal
    link1y1(s1,:) = -[0 B]*cos(theta1(s1)); % representação
gráfica do braço na vertical
    link2x1(s1,:) = [0 A]*sin(theta1(s1)+theta2(s1))+B*sin(theta1(s1)); % representação
gráfica do antebraço na horizontal
    link2y1(s1,:) = -[0 A]*cos(theta1(s1)+theta2(s1))-B*cos(theta1(s1)); % representação
gráfica do antebraço na vertical
    plot(link1x1(s1,:),link1y1(s1:),'r','linewidth',2); %
%representação gráfica do braço em movimento
    plot(link2x1(s1,:),link2y1(s1:),'b','linewidth',2); % representação
gráfica do antebraço em movimento
    pause(0.01);
    %axis equal

end

%% Saídas dos ângulos "alpha", "beta" e posição "x0" do sistema
sbetha = (theta1);
salpha = (theta1+theta2);

%%
Varo = V1; % situação quasi-estática

for ni = mi:incl
    for i = 1:length(zeta)
        phi = (pi - zeta(i)); % ângulo inicial do ciclo
        gama = (pi - zeta(i) - phi);
        betha = sbetha(i);
        alpha = salpha(i);

        %% Decomposição da velocidade V1 para as coordenadas x e y
        Vx = Varo * sin(phi + gama);
        Vy = Varo * cos(phi + gama);

        %% Jacobiano do posicionamento do punho em relação ao ombro

```

```

Jp = [A*cos(alpha) B*cos(betha); A*sin(alpha) B*sin(betha)];

%% Jacobiano Inverso do posicionamento
Jpinv = [ -sin(betha)/(A*sin(alpha - betha)), cos(betha)/(A*sin(alpha - betha))
          sin(alpha)/(B*sin(alpha - betha)), -cos(alpha)/(B*sin(alpha - betha))];

%% Obtenção da derivada primeira do posicionamento - ângulos alphad e bethad
DPP = Jpinv * [Vx; Vy];
alphad = DPP(1);
bethad = DPP(2);
qd = [0; bethad; alphad];
ALPHAD(i) = alphad;
BETHAD(i) = bethad;

%% Primeira derivada do Jacobiano Inverso
Jpinvd = [ -(2*bethad*sin(alpha) - alphad*sin(alpha) + alphad*sin(alpha -
2*betha))/(2*A*sin(alpha - betha)^2), -(alphad*cos(alpha) - 2*bethad*cos(alpha) +
alphad*cos(alpha - 2*betha))/(2*A*sin(alpha - betha)^2);
           (bethad*sin(betha) - 2*alphad*sin(betha) + bethad*sin(2*alpha -
betha))/(2*B*sin(alpha - betha)^2), -(bethad*cos(betha) - 2*alphad*cos(betha) +
bethad*cos(2*alpha - betha))/(2*B*sin(alpha - betha)^2)];

%% Cálculo das acelerações
Ax = (Varo^2/R1) * cos(phi + gama);
Ay = -(Varo^2/R1) * sin(phi + gama);

%% Obtenção da derivada segunda do posicionamento qd2 - ângulos alphad2 e bethad2
DSP = Jpinvd*[Vx; Vy] + Jpinv*[Ax; Ay];
alphad2 = DSP(1);
bethad2 = DSP(2);
qd2 = [0; bethad2; alphad2];

%% Jacobiano Transposto (completo utilizado para as equações do movimento)
Jt = [ 1, 1, 0, 1, 0, 1, 0, 0, -1/R2;
       0, b*cos(betha), b*sin(betha), B*cos(betha), B*sin(betha), 0, 1, 0, 0;
       0, 0, 0, a*cos(alpha), a*sin(alpha), 0, 0, 1, 0];

%% Matriz de massa (resultado da equação 1, onde: M=Jt*MM*J)
M = [mCCd+mB+mA+mR+(jR/R2^2) (mB*b+mA*B)*cos(betha) (mA*a*cos(alpha))
     (mB*b+mA*B)*cos(betha) ((mB*b^2+mA*B^2)+jB) mA*a*B*cos(alpha-betha)
     mA*a*cos(alpha) mA*a*B*cos(alpha-betha) ((mA*a^2)+jA)];

%% k (resultado da equação k=Jt*MM*Jd*qd)
%k = [-bethad^2*sin(betha)*(mB*b+mA*B)-mA*alphad^2*a*sin(alpha) ; -
mA*a*B*alphad^2*sin(alpha-betha) ; mA*a*B*bethad^2*sin(alpha-betha)];
k = [-bethad^2*sin(betha)*(mB*b+mA*B)-mA*alphad^2*a*sin(alpha) ; -
mA*a*B*alphad^2*sin(alpha-betha) ; mA*a*B*bethad^2*sin(alpha-betha)];

%% Vetor "D" de entrada Fx e Fy
D = [0 0; 0 0; 0 0; -1 0; 0 -1; 1 0; 0 0; -(A-a)*cos(alpha) -(A-a)*sin(alpha); -
R1*sin(pi-gama-phi) R1*cos(pi-gama-phi)];
G = (Jt)*(D);

%% Vetor "E" de entrada TauO e TauC
% E = [0 0; 0 0; 0 0; 0 0; 0 0; 0 0; 1 -1; 0 1; 0 0]
% Matriz "H" = (Jt)*(E);
H = [0, 0;
     1, -1;
     0, 1];

%% Vetor "F" de entrada Fatr
% F = [0; 0; 0; 0; 0; -1; 0; 0; 0]
% Matriz "I" = (Jt)*(F);

%% Determinação do valor de ke1 - vetor das forças generalizadas sem considerar as
forças e momentos nas articulações e as forças na mão
% Fel = [-mCCd*gx; -mB*gx; -mB*gy; -mA*gx; -mA*gy; -mR*gx; 0; 0; 0];
% ke1 = Jt * Fel
ke1 = [-g*sin(ni)*(mA + mB + mCCd + mR)
       -g*sin(betha + ni)*(B*mA + b*mB)
       -a*g*mA*sin(alpha + ni)];

%% Determinação do valor de ke2 - vetor das forças externas
% ke2 = Jt * D * (Forças)
% ke2 = G * (Forças)

```

```

%% Determinação do valor de ke3 - vetor dos momentos externos
% ke3 = Jt * E * (Momentos)
% ke3 = H * (Momentos)

%% Determinação do valor de ke4 - vetor da força de atrito de rolamento
% F = [0; 0; 0; 0; 0; 0; Fatr; 0; 0; 0];
% ke4 = Matriz "I" = (Jt)*(F)
ke4 = Jt*[0; 0; 0; 0; 0; 0; Fatr; 0; 0; 0];

%% Valores iniciais do otimizador
P0 = zeros(23,1);

%% Valores de limites das ativações
% Limite inferior da ativação muscular - Opensim
LB = [-inf; -inf; zeros(21,1)];
% Limite superior da ativação muscular - opensim
UB = [+inf; +inf; ones(21,1)];

%% Parcela Beq do otimizador
Beq = M*qd2 + k - ke1 - ke4;

%% Parcela Aeq do otimizador
% Aep1 = Aeq parcial-1
Aep1 = [Ki(i,:).*FisoMax(i,:).*SMA(i,:); Ki(i,:).*FisoMax(i,:).*EMA(i,:)];

% Aep2 = Aeq parcial-2 = H * Aep1
Aep2 = H * Aep1;

% Aeq = [G Aep2]
Aeq = [G Aep2];

%% Otimizador
% options = optimset('Algorithm','sqp')
% [Popt(:,i),EVAL(i),EXITFLAG(i)] =
fmincon('CustoCad',P0,[],[],Aeq,Beq,UB,[],options);
% CUSTO(i) = EVAL(i);
HH = diag([0 0 ones(1,21)]);
[Popt(:,i),EVAL(i),EXITFLAG(i)] = quadprog(HH,[],[],[],Aeq,Beq,UB, zeros(23,1));
CUSTO(i) = 2*EVAL(i);
tau(:,i) = Aep1*Popt(3:23,i);
%gamat(i) = (zethai - (pi - zetha(i) - phi))
gamat(i) = phi+gamma;

end
end

%% Calculo das velocidades angulares
figure
hold on
plot(gamat*180/pi,BETHAD);
plot(gamat*180/pi,(ALPHAD-BETHAD),'r');
hold off
grid on
ylabel('(rad/s)')
legend('ombro','cotovelo')
title('velocidades angulares')

%% Cálculo da área abaixo da curva do CUSTO - integração numérica
figure
xverts = [gamat(1:end-1);gamat(1:end-1);gamat(2:end);gamat(2:end)];
yverts = [zeros(1,72);CUSTO(1:end-1);CUSTO(2:end);zeros(1,72)];
hold on
p = patch(xverts,yverts,'y');
AR = trapz(gamat,CUSTO);
Angulo = (zethai - zethaf);
T = AR/Angulo;
%% Plot muscle activations
figure
plot(gamat*180/pi,Popt(3:end,:));
legend('BIClong', 'BICshort', 'BRA', 'Corb', 'Delt1', 'Delt2', 'Delt3', 'Infsp', 'Lat1',
'Lat2', 'Lat3', 'Pec1', 'Pec2', 'Pec3', 'Subsc', 'Supsp', 'TMaj', 'TMin', 'TRilat', 'TRilong',
'TRimed')

```

```

%% Plot das forças Fx e Fy no punho
% figure
% plot(gamat*180/pi, Popt(1:2,:));
% legend('Fx', 'Fy');
Fx = Popt(1,:);
Fy = Popt(2,:);
Ft = Fy.*cos(gamat) + Fx.*sin(gamat);
Fr = Fy.*sin(gamat) - Fx.*cos(gamat);

%% Plot das forças tangenciais e radiais
% figure
% hold on
% plot(gamat*180/pi, Ft');
% plot(gamat*180/pi, Fr,'r');
% hold off
% legend('Ft', 'Fr');

%% Plot dos momentos no ombro e cotovelo
figure
hold on
plot(gamat*180/pi,tau(1,:));
plot(gamat*180/pi,tau(2:),'r');
title('Momentos')
xlabel('\gamma (^o)');
ylabel('[N.m]')
grid on;
box on
xlim([gamat(1)*180/pi gamat(end)*180/pi])
legend('ombro', 'cotovelo');

%% Calculo dos trabalhos virtuais
% figure
% hold on
% plot(gamat*180/pi,BETHAD.*tau(1,:));
% plot(gamat*180/pi,(ALPHAD-BETHAD).*tau(2:),'r');
% plot(gamat*180/pi,(R2/R1)*Varo.*Fx,'k');
% plot(gamat*180/pi,Ft*Varo,'g');
% hold off
% grid on
% ylabel('N.m')
% legend('ombro','cotovelo','x','aro')
% title('trabalho virtual')

%% Esforço
% figure
% plot((gamat)*180/pi,CUSTO)
% plot(-(gamat*180/pi)+180,CUSTO)
% legend('CUSTO Esforço')

%% Saída dos ângulos alpha e betha para o Excel
[ ((sbetha*180/pi)/10) ];
[ ((- (sbetha*180/pi) + (salpha*180/pi))/10) ];

%% Plotagem de Ki
% figure
% plot(gamat,Ki)
% legend('Ki')

%% Rotina para geração do arquivo .mat de acordo com o índice de entrada
nome = ['resultados_hv_ind' num2str(hv_ind) '_ni_ind' num2str(ni_ind) '_V_ind' num2str(V_ind)
'.mat'];
nome = ['hv_ind' num2str(hv_ind) '.mat'];
save(nome,'gamat','Popt','CUSTO','tau','Ft','Fr','Varo','ni','v','h','Fx','Fy','FT','SMA','EMA',
'AM','Ki');

%% Geração da sequência numérica do CUSTO de acordo com o tamanho do ângulo percorrido por
gamat
Tam = ((zethai-zethaf)*180)/pi; % tamanho do ângulo percorrido
X = (1:length(CUSTO)); % tamanho da variável X (entrada)
V = (CUSTO); % função a ser interpolada F(X)
StepAng = 73/Tam; % razão entre tamanhos
Xq = (1:(StepAng):73); % tamanho do passo a ser interpolado
Vq = (interp1(X,V,Xq)); % resultado da saída - nova curva

```

```

%% Rotina de mudança do ângulo de saída para tamanho único com 73 posições

% músculos selecionados
% 1 - Biceps Longo
% 2 - Biceps curto
% 3 - Braquial
% 19 - Triceps Lateral
% 20 - Triceps Longo
% 21 - Triceps Médio
inds = [1 2 3 5 12 20 21];

% subplot(2,2,1)
A = Popt(3:23,:);
for i = 1:21
    Fm(i,:) = FisoMax(i)*A(i,:).*Ki(:,i)';
end

%% Plot muscle forces
figure
plot(gamat*180/pi,Fm');
legend('BIClong', 'BICshort', 'BRA', 'Corb', 'Delt1', 'Delt2', 'Delt3', 'Infsp', 'Lat1',
'Lat2', 'Lat3', 'Pec1', 'Pec2', 'Pec3', 'Subsc', 'Supsp', 'TMaj', 'TMin', 'TRilat', 'TRIlong',
'TRImed')

% %%%%%%%%%%%%%%%
figure
plot(gamat*180/pi, Fm(inds,:))
title('Forças')
xlabel('\gamma (^o)');
ylabel('[N]')
xlim([gamat(1)*180/pi gamat(end)*180/pi])
ylim([0 250])
box on
legend('BICLong', 'BICshort', 'BRA', 'Delt1', 'Pec1', 'TRIlong', 'TRImed')

% subplot(2,2,2)
figure
plot(gamat*180/pi, A(inds,:))
title('Ativações')
xlabel('\gamma (^o)');
xlim([gamat(1)*180/pi gamat(end)*180/pi])
ylim([0 0.3])
box on
legend('BICLong', 'BICshort', 'BRA', 'Delt1', 'Pec1', 'TRIlong', 'TRImed')

% subplot(2,2,3)
figure
hold on
plot(gamat*180/pi, SMA(:,inds))
plot(gamat*180/pi, EMA(:,inds), '--')
title('Braços de Momento')
xlabel('\gamma (^o)');
ylabel('[m]')
xlim([gamat(1)*180/pi gamat(end)*180/pi])
ylim([-0.07 0.07])
box on
legend('BICLong (ombro)', 'BICshort (ombro)', 'BRA (ombro)', 'Delt1 (ombro)', 'Pec1
(ombro)', 'TRIlong (ombro)', 'TRImed (ombro)', 'BICLong (cotovelo)', 'BICshort (cotovelo)', 'BRA
(cotovelo)', 'Delt1 (cotovelo)', 'Pec1 (cotovelo)', 'TRIlong (cotovelo)', 'TRImed
(cotovelo)', 'Location', 'NorthOutside')

% subplot(2,2,4)
figure
plot(gamat*180/pi, Ki(:,inds))
title('Fatores ki')
xlabel('\gamma (^o)');
xlim([gamat(1)*180/pi gamat(end)*180/pi])
ylim([0.5 1.5])
box on
legend('BICLong', 'BICshort', 'BRA', 'Delt1', 'Pec1', 'TRIlong', 'TRImed')

% Gráfico de custo
figure
plot(gamat*180/pi, CUSTO);
title('Custo')

```

```
xlabel('\gamma (^\circ)');  
xlim([gamat(1)*180/pi gamat(end)*180/pi])  
ylim([0 0.15])  
box on
```

APENDICE C

Tabela de dados de modificações dos pontos de inserção dos músculos

Tabela C1 – Modificação dos pontos de inserção dos músculos devido ao problema gerado por saltos dos braços de momento dos músculos em condições de extensão extrema.
Os pontos de inserção foram alterados nas coordenadas que causam menor impacto nos braços de momento das articulações.
Modificações efetuadas no arquivo ArmCurling_Stat_Opt.osim disponível no site www.simtk.org

Músculo	Original	Modificado
Bíceps Longo (adicionado ponto de inserção P3)	NA	x = 0,0154858
	NA	y = 0,0197607
	NA	z = 0,0072296
Bíceps Longo (Novo ponto P4)	x = 0.0234858	x = 0.0234858
	y = 0,0197607	y = 0,0227607
	z = 0,0113296	z = 0,0113296
Trapézio Maior	x = 0.0109999	x = 0.0077000
	y = -0,0597228	y = -0,0597228
	z = -0,0062599	z = -0,0062599
Redondo Maior	x = 0.0106683	x = 0.0087000
	y = -0,0448665	y = -0,0448665
	z = -0,0067338	z = -0,0067338
Grande Dorsal	x = 0.0133134	x = 0.0086134
	y = -0,0432244	y = -0,0432244
	z = 0,00458474	z = 0,00458474
Braquial (Ponto 2)	x = 0.0208738	x = 0.0208738
	y = -0,3147490	y = -0,3147490
	z = -0,0121782	z = -0,0017820
Braquial (Ponto 3)	x = 0.00548846	x = 0.00548846
	y = -0,0161237	y = -0,0161237
	z = -0,00141069	z = -0,0000000

Fonte: Autor

APÊNDICE D

Tabela de dados das forças isométricas máximas dos músculos

Tabela D1 – Força Isométrica Máxima dos Músculos do Membro Superior

Músculo	Força Isométrica Máxima (N)
Tríceps Longo	798,52
Tríceps Lateral	624,30
Tríceps Médio	624,30
Bíceps Longo	624,30
Bíceps Curto	435,56
Braquial	987,26
Coracobraquial	242,46
Deltóide 1 (Anterior)	1142,60
Deltóide 2 (Lateral)	1142,60
Deltóide 3 (Posterior)	259,88
Infraespinal	1210,84
Lateral 1 (Redondo Menor)	389,10
Lateral 2 (Redondo Maior)	389,10
Lateral 3 (Grande Dorsal)	281,66
Peitoral 1 (Maior Superior)	364,41
Peitoral 2 (Médio)	515,41
Peitoral 3 (Inferior)	390,55
Subescapular	1377,81
Supraespinal	487,82
Trapézio Menor	354,25
Trapézio Maior	425,39

Fonte: OpenSim 3.2

APÊNDICE E

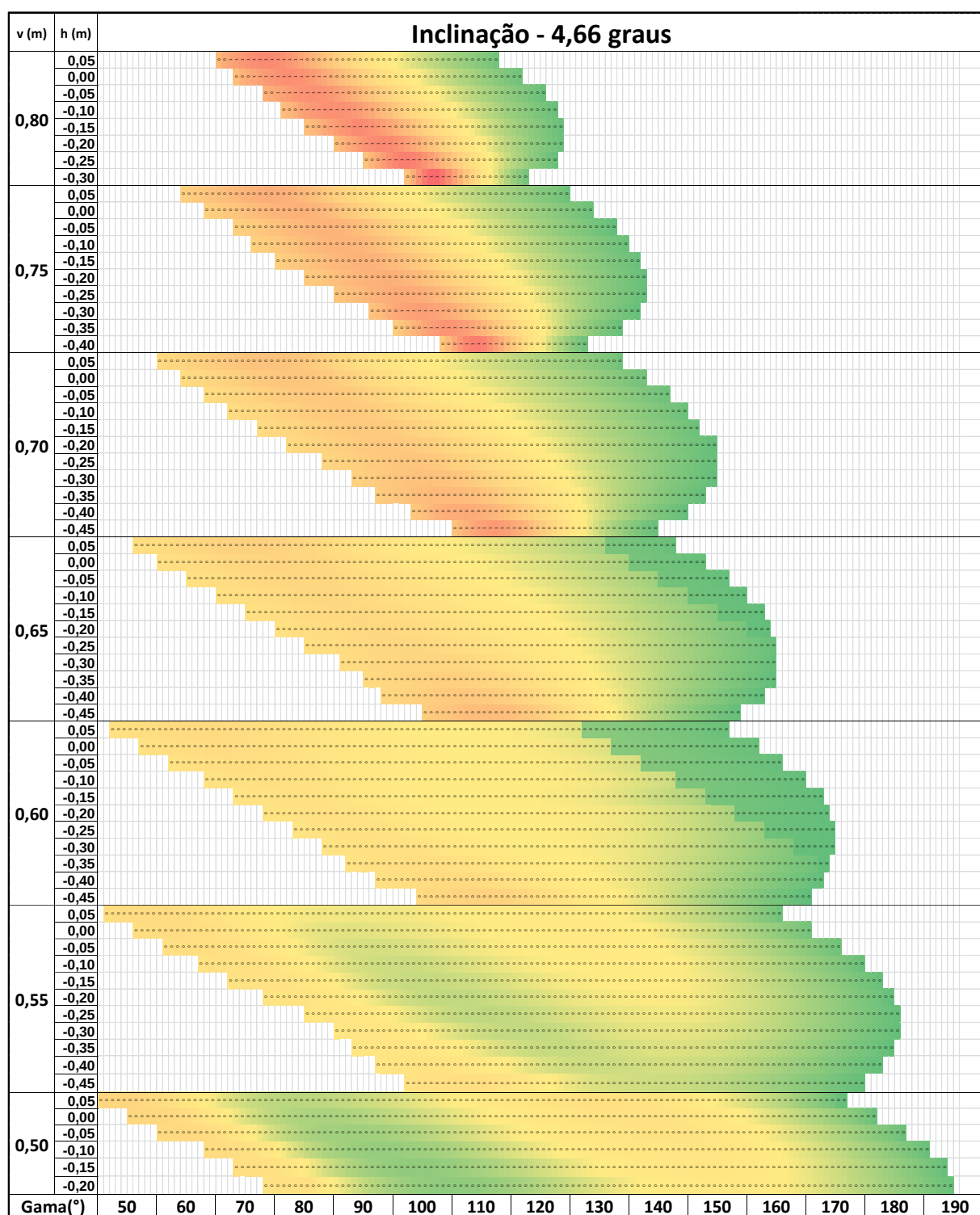


Figura E1 – Tabela de dados do modelo – inclinação da rampa em 4,66 graus

Fonte: Autor

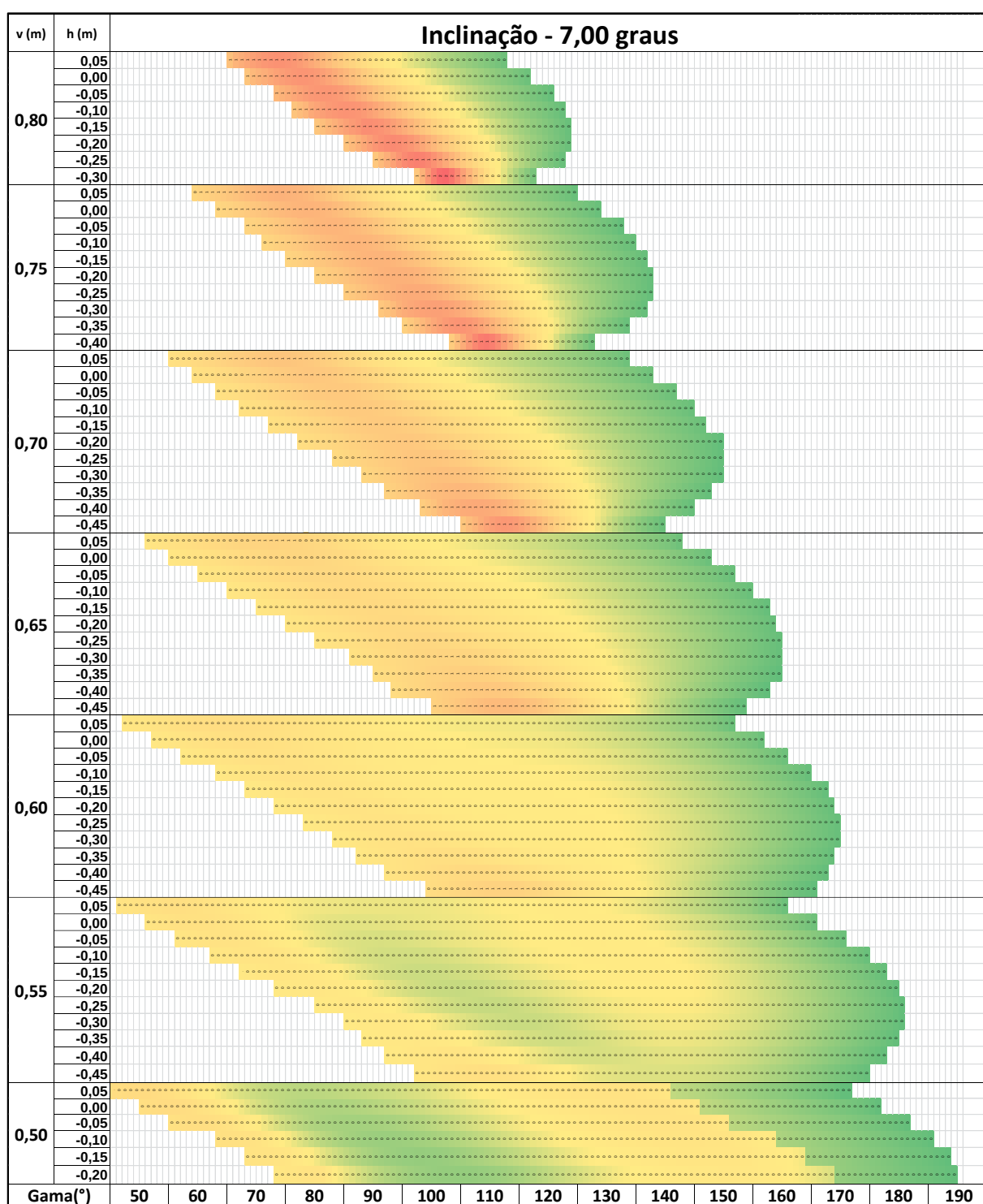


Figura E2 – Tabela de dados do modelo – inclinação da rampa em 7,00 graus

Fonte: Autor

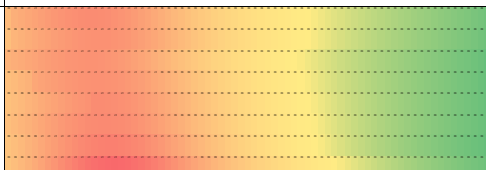
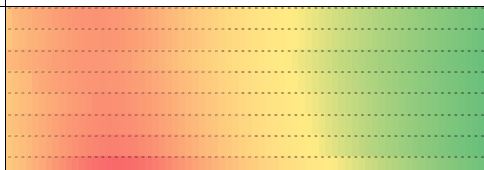
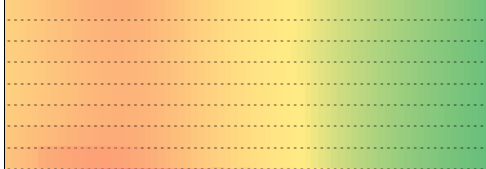
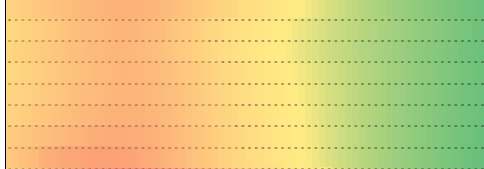
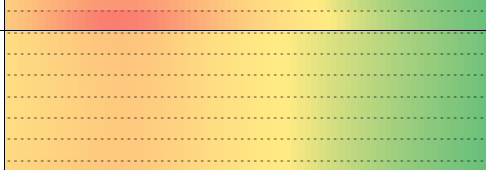
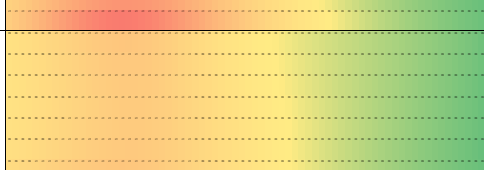
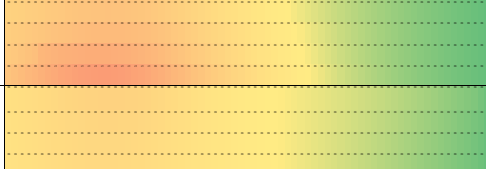
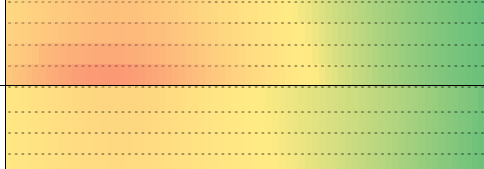
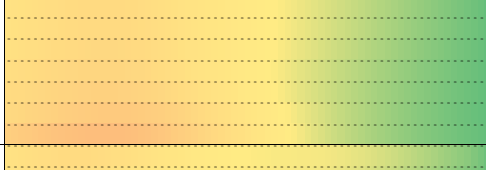
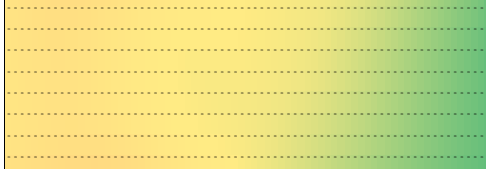
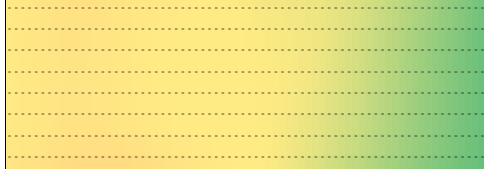
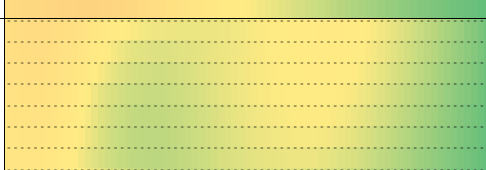
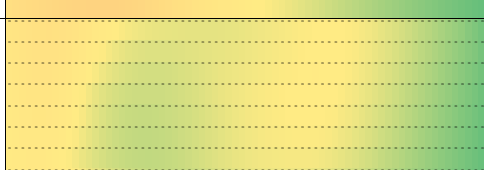
v (m)	Ângulo Gama	h (m)	v (m)	Ângulo Gama	h (m)
0,80		0,05	0,80		0,05
		0,00			0,00
		-0,05			-0,05
		-0,10			-0,10
		-0,15			-0,15
		-0,20			-0,20
		-0,25			-0,25
0,75		-0,30	0,75		-0,30
		0,05			0,05
		0,00			0,00
		-0,05			-0,05
		-0,10			-0,10
		-0,15			-0,15
		-0,20			-0,20
0,70		-0,25	0,70		-0,25
		-0,30			-0,30
		-0,35			-0,35
		-0,40			-0,40
		-0,45			-0,45
		0,05			0,05
		0,00			0,00
0,65		-0,05	0,65		-0,05
		-0,10			-0,10
		-0,15			-0,15
		-0,20			-0,20
		-0,25			-0,25
		-0,30			-0,30
		-0,35			-0,35
0,60		-0,40	0,60		-0,40
		-0,45			-0,45
		0,05			0,05
		0,00			0,00
		-0,05			-0,05
		-0,10			-0,10
		-0,15			-0,15
0,55		-0,20	0,55		-0,20
		-0,25			-0,25
		-0,30			-0,30
		-0,35			-0,35
		-0,40			-0,40
		-0,45			-0,45
		0,05			0,05
0,50		0,00	0,50		0,00
		-0,05			-0,05
		-0,10			-0,10
		-0,15			-0,15
		-0,20			-0,20
	4.66			7.00	

Figura E3 – Tabela de dados do modelo – inclinação da rampa em 4,66 e 7,00 graus

Fonte: Autor