

**CENTRO UNIVERSITÁRIO FEI
ALBERTO AMANCIO JUNIOR**

**ESTUDO DA INFLUÊNCIA DAS FORÇAS INERCIAIS E DAS PROPRIEDADES
MUSCULOESQUELÉTICAS NA PROPULSÃO DE CADEIRAS DE RODAS
MANUAIS**

São Bernardo do Campo
2016

ALBERTO AMANCIO JUNIOR

**ESTUDO DA INFLUÊNCIA DAS FORÇAS INERCIAIS E DAS PROPRIEDADES
MUSCULOESQUELÉTICAS NA PROPULSÃO DE CADEIRAS DE RODAS
MANUAIS**

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

São Bernardo do Campo
2016

Amancio Junior, Alberto.

ESTUDO DA INFLUÊNCIA DAS FORÇAS INERCIAIS E DAS
PROPRIEDADES MUSCULOESQUELÉTICAS NA PROPULSÃO DE
CADEIRAS DE RODAS MANUAIS / Alberto Amancio Junior. São
Bernardo do Campo, 2016.

101 f. : il.

Dissertação - Centro Universitário FEI.

Orientador: Prof. Dr. Marko Ackermann.

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

Aluno: Alberto Amâncio Júnior

Matrícula: 214102-6

Título do Trabalho: Estudo da influência das forças inerciais e das propriedades musculoesqueléticas na propulsão de cadeiras de rodas manuais

Área de Concentração: Sistemas da Mobilidade

Orientador: Prof. Dr. Marko Ackermann

Data da realização da defesa: 21/03/2016

ORIGINAL ASSINADA

Avaliação da Banca Examinadora:

São Bernardo do Campo, 21 / 03 / 2016 .

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Marko Ackermann Ass.: _____

Prof. Dr. Fabrizio Leonardi Ass.: _____

Prof. Dr. Marcos Duarte Ass.: _____

A Banca Julgadora acima-assinada atribuiu ao aluno o seguinte resultado:

APROVADO

REPROVADO

VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO

**APROVO A VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO EM QUE
FORAM INCLUÍDAS AS RECOMENDAÇÕES DA BANCA
EXAMINADORA**

Aprovação do Coordenador do Programa de Pós-graduação

Prof. Dr. Rodrigo Magnabosco

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Marko Ackermann, por acreditar no meu trabalho, pelo grande apoio, por todos os ensinamentos e pela ajuda nas metas e objetivos necessários para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Marcos Duarte pela ajuda e colaboração no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (BMClab).

Em especial agradeço à minha mulher Magda e a minha filha Luiza, pela paciência e compreensão durante o período em que estive dedicado ao mestrado.

A todos os colegas, por todos os compartilhamentos de conhecimentos, todas as opiniões e todos os momentos de descontração.

Ao MCTI (Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação) e ao CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico) pela bolsa de estudos cedida através do projeto 458717/2013-4, e ao Centro Universitário FEI, por toda infraestrutura e disponibilidade de recursos essenciais no desenvolvimento deste trabalho.

“Maior que a tristeza de não haver vencido é a
vergonha de não ter lutado.”

Rui Barbosa

RESUMO

A população de usuários de cadeiras de rodas no Brasil corresponde a aproximadamente 5 milhões de pessoas que, em sua maioria, são deficientes físicos que dependem permanentemente da cadeira de rodas para se locomover. A cadeira de rodas mais utilizada por essa população é a cadeira de rodas manual, porém a locomoção com cadeiras de rodas como meio de transporte é considerada de baixa eficiência, devido a aspectos biomecânicos que desfavorecem a propulsão. Além disso, a locomoção com cadeiras de rodas manuais sujeita os membros superiores a altas cargas e a esforços repetitivos. Essa demanda relativamente alta de atividade física com elevados esforços durante a propulsão da cadeira de rodas manual levam a um alto número de reclamações por parte dos usuários, devido a dores e lesões nos membros superiores. Estudos experimentais têm colaborado para a compreensão dos esforços durante a propulsão e dos fatores que levam à incidência de doenças musculoesqueléticas em cadeirantes. Porém, a aquisição de dados experimentais está sujeita a limitações técnicas, custos relativamente altos e alta demanda de tempo para serem realizados. Em menor número, estudos envolvendo simulações computacionais também têm colaborado para o entendimento da propulsão. Com modelos matemáticos cada vez mais condizentes com a realidade e o crescente poder de processamento computacional, as simulações computacionais possibilitam a realização de testes virtuais em variados cenários com custo e demanda de tempo relativamente reduzido. O presente trabalho estuda a influência das forças inerciais, gravitacionais e musculares e também das propriedades musculoesqueléticas na propulsão de cadeira de rodas manuais. Para isso, foi desenvolvido um modelo do sistema cadeira de rodas e usuário e uma abordagem para estimar as ativações dos músculos envolvidos na propulsão de cadeira de rodas a partir de dados experimentais da cinemática do sistema e das forças aplicadas no aro da cadeira de rodas através da resolução de um problema de otimização estática. Com o objetivo de ilustrar a aplicação dos métodos e realizar um estudo de caso, foram coletados dados de cinemática e forças no aro para um voluntário em duas velocidades de locomoção em um laboratório de análise de movimento. A cinemática foi filmada utilizando uma câmera e as forças no aro foram medidas utilizando o sistema SmartWheel.

Palavras-chave: propulsão de cadeira de rodas. Biomecânica. Otimização estática.

ABSTRACT

The population of wheelchair users in Brazil corresponds to approximately 5 million people, most of them are disabled and depend permanently on the wheelchair for locomotion. The wheelchair most used by this population is the manual wheelchair, but wheelchair locomotion is considered inefficiency due to biomechanical aspects. Furthermore, the locomotion with manual wheelchairs subject the upper limbs to large and repetitive loads. This relatively high demand of physical activity for propelling the manual wheelchair leads to a high number of complaints from users due to pain and injuries in the upper limbs. Experimental studies have contributed to the understanding of the efforts during the propulsion and the factors that lead to the incidence of musculoskeletal disorders in wheelchair users. However, the acquisition of experimental data is subjected to technical restrictions, relatively high costs and long time to be realized. In smaller number, studies involving computer simulations have also contributed to the understanding of propulsion. With mathematical models increasingly consistent with reality and the growing power of computer processing, computer simulations allow the performing of virtual testing in various scenarios with low cost and relatively short period of time. This paper investigates the influence of inertial, gravitational and muscle forces as well as musculoskeletal properties on manual wheelchair propulsion. In order to achieve this, a model of the wheelchair and user system and an approach to estimate the activation of the muscles involved in propelling the wheelchair based on the experimental data obtained from the system kinematics and the forces applied on the wheelchair handrim by solving a static optimization problem. In order to illustrate the application of the methods and conduct a case study, the kinematic data and forces on the rim for a volunteer were collected in two locomotion speeds in a motion analysis laboratory. The kinematics was filmed using a camera and the forces on the handrim were measured using the SmartWheel system.

Key-words: propulsion wheelchair. Biomechanics. Static optimization.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Cadeira de rodas de acionamento manual.....	18
Figura 2 - Cadeira de rodas motorizada.....	19
Figura 3 - Cadeira de rodas híbrida (Sistema modular E-motion).	20
Figura 4 - Anatomia do músculo esquelético.	24
Figura 5 - Sarcômero relaxado e contraído.	25
Figura 6 - Relação força-comprimento.....	26
Figura 7 - Relação força-velocidade.....	27
Figura 8 - Modelo de músculo do tipo Hill.	28
Figura 9 - Variação do braço de momento com a configuração do sistema esquelético.....	29
Figura 10 - Articulação gleno-umeral do ombro.	30
Figura 11 - Denominação dos movimentos nas articulações do ombro e do cotovelo.	33
Figura 12 - Ciclo de propulsão: avanço e retorno.	34
Figura 13 - Representação do modelo da cadeira de rodas e cadeirante.	35
Figura 14 - Representação do modelo de quatro barras com um grau de liberdade.....	38
Figura 15 - Representação do modelo desacoplado	39
Figura 16 - Modelo “ArmCurling_StatOpt.osim” – Interface gráfica do programa OpenSim.	41
Figura 17 - Diagrama de blocos das etapas do tratamento de dados até a otimização estática.	44
Figura 18 - Localização das marcas reflexivas para quantificação da cinemática.	50
Figura 19 - Velocidade horizontal da marca no acrômio.	53
Figura 20 - Ângulos β e α durante o ciclo de propulsão.....	54
Figura 21 - Forças F_x de contato com o aro de propulsão.	55
Figura 22 - Forças F_y de contato no aro de propulsão (positivo para cima), para as velocidades confortável (à esquerda) e alta (à direita).	56
Figura 23 - Figura representativa do padrão de propulsão e da força na mão para o teste 1 (velocidade confortável).	57
Figura 24 - Momentos articulares totais no ombro para velocidades confortável (à direita) e alta (à esquerda).	58
Figura 25 – Momentos articulares totais no cotovelo para velocidades confortável (à esquerda) e alta (à direita).	59

Figura 26 - Momentos no ombro de músculos selecionados conforme tabela 1, para velocidade confortável (à esquerda) e velocidade alta (à direita).	60
Figura 27 - Momentos no cotovelo de músculos selecionados conforme tabela 1, para velocidade confortável (à esquerda) e velocidade alta (à direita).	61
Figura 28 – Força no tendão, fator k_i , ativação muscular e velocidade de contração muscular, para o músculo braquial, para velocidade confortável (à esquerda) e velocidade alta (à direita).....	62
Figura 29 – Contribuições isoladas das forças inerciais, gravitacionais e de ativação muscular para a componente na direção x da força no aro, para velocidade confortável (à esquerda) e velocidade alta (à direita).	63
Figura 30 – Contribuições isoladas das forças inerciais, gravitacionais e de ativação muscular para a componente na direção y da força no aro, para velocidade confortável (à esquerda) e velocidade alta (à direita).	64
Figura 31 – Contribuições isoladas das forças inerciais, gravitacionais e de contato aos momentos articulares no ombro, para velocidade confortável (à esquerda) e velocidade alta (à direita).....	65
Figura 32 - Contribuições isoladas das forças inerciais, gravitacionais e de contato aos momentos articulares no cotovelo, para velocidade confortável (à esquerda) e velocidade alta (à direita).....	66

LISTA DE SÍMBOLOS

- A – Comprimento do antebraço
- a – Distância do cotovelo até o centro de gravidade do antebraço
- a_i – Ativação de um músculo i
- B – Comprimento do braço
- b – Distância do ombro até o centro de gravidade do braço
- C – Articulação do cotovelo
- D – Matriz de propriedades intrínsecas dos músculos
- $d_{O,i}$ – braço de momento de um músculo i para o ombro
- $d_{C,i}$ – braço de momento de um músculo i para o cotovelo
- E – Centro da roda traseira da cadeira
- $F_{iso,i}$ – Força isométrica máxima de um músculo i
- fl_i – Relação força-comprimento de um músculo i
- f_m – Força muscular
- F_{max} – Força máxima
- fv_i – Relação força-velocidade de um músculo i
- $F_{t,i}$ – Força no tendão de um músculo i
- F_x – Força de contato da mão com o aro de propulsão na direção \vec{i}
- F_y – Força de contato da mão com o aro de propulsão na direção \vec{j}
- $F_{x,a}$ – Contribuição ativa à força de contato com o aro de propulsão da cadeira em \vec{i}
- $F_{x,g}$ – Contribuição gravitacional à força de contato com o aro de propulsão da cadeira em \vec{i}
- $F_{x,i}$ – Contribuição inercial à força de contato com o aro de propulsão da cadeira em \vec{i}
- $F_{y,a}$ – Contribuição ativa à força de contato com o aro de propulsão da cadeira em \vec{j}
- $F_{y,g}$ – Contribuição gravitacional à força de contato com o aro de propulsão da cadeira em \vec{j}
- $F_{y,i}$ – Contribuição inercial à força de contato com o aro de propulsão da cadeira em \vec{j}
- G – Matriz que leva F_x e F_y às forças externas
- g – Aceleração da gravidade
- H – Matriz que leva os momentos τ_O e τ_C ao ombro e cotovelo
- k – Matriz de forças generalizadas de Coriolis e centrífugas
- k^e – Vetor de forças generalizadas
- k_g – Vetor de forças generalizadas resultantes das forças gravitacionais
- k_i – Fator de modulação das propriedades intrínsecas de um músculo i
- l_{ce}^{opt} – Comprimento ótimo da fibra muscular

M – Matriz de massa
 O – Articulação do ombro
 P – Ponto de contato entre a mão e o aro de propulsão
 Q – Matriz que leva a resistência ao rolamento às forças externas generalizadas
 q – Vetor de coordenadas generalizadas
 \dot{q} – Vetor de velocidade das coordenadas generalizadas
 \ddot{q} – Vetor de aceleração das coordenadas generalizadas
 h – Distância horizontal entre o ombro e o eixo da roda traseira da cadeira
 R_1 – Raio do aro de propulsão
 R_2 – Raio da roda traseira da cadeira
 x – Coordenada horizontal de deslocamento do conjunto
 v – Distância vertical entre o ombro e o eixo da roda traseira da cadeira
 α – Ângulo de flexão do cotovelo (no plano sagital)
 β – Ângulo entre o braço e a vertical (no plano sagital)
 γ – Ângulo de rotação da roda traseira da cadeira
 $\gamma_{inicial}$ – Ângulo de contato inicial da mão com o aro de propulsão
 γ_{final} – Ângulo de contato final da mão com o aro de propulsão
 τ_O – Momento no ombro
 $\tau_{O,i}$ – Contribuição das forças inerciais ao momento no ombro
 $\tau_{O,g}$ – Contribuição das forças da gravidade ao momento no ombro
 $\tau_{O,c}$ – Contribuição das forças de contato com o aro ao momento no ombro
 τ_C – Momento no cotovelo
 $\tau_{C,i}$ – Contribuição das forças inerciais ao momento no cotovelo
 $\tau_{C,g}$ – Contribuição das forças da gravidade ao momento no cotovelo
 $\tau_{C,c}$ – Contribuição das forças de contato com o aro ao momento no cotovelo
 θ_i – ângulo de penação do músculo i

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 OBJETIVOS	16
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	17
3 BIOMECÂNICA DOS MEMBROS SUPERIORES NA PROPULSÃO DA CADEIRA DE RODAS MANUAIS	23
3.1 SISTEMA MUSCULAR	23
3.1.1 Dinâmica da contração muscular	24
3.1.2 Relação força-comprimento e força-velocidade	26
3.1.3 Modelo muscular	27
3.1.4 Braço de momento	28
3.2 SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO DO MEMBRO SUPERIOR	29
3.3 BIOMECÂNICA DO CICLO DE PROPULSÃO DA CADEIRA DE RODAS MANUAL	33
4 MODELOS E MÉTODOS	34
4.1 MODELO DA CADEIRA DE RODAS E CADEIRANTE	35
4.2 DESACOPLAMENTO DAS EQUAÇÕES DE MOVIMENTO	38
4.3 DINÂMICA INVERSA	40
4.4 MODELO DO SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO DOS MEMBROS SUPERIORES	40
4.5 INTEGRAÇÃO ENTRE OS MODELOS	43
4.6 PROBLEMA DE INDETERMINAÇÃO NEUROMUSCULAR	44
4.7 CONTRIBUIÇÃO DAS FORÇAS INERCIAIS, GRAVITACIONAIS E ATIVAS À FORÇA NO ARO DE PROPULSÃO	45
4.7.1 Contribuição das forças inerciais	46
4.7.2 Contribuição das forças gravitacionais	46
4.7.3 Contribuição das forças ativas	47
4.8 CONTRIBUIÇÃO DAS FORÇAS INERCIAIS, GRAVITACIONAIS E NO ARO AOS MOMENTOS ARTICULARES	47
5 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	48
5.1 TRATAMENTO DOS DADOS	51
6 RESULTADOS	52
6.1 DISCUSSÃO	66

7 CONCLUSÃO	70
7.1 PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS	71
REFERÊNCIAS	72
APÊNDICE A	77
APÊNDICE B	89
APÊNDICE C	94

1 INTRODUÇÃO

A cadeira de rodas é um dos equipamentos mais utilizados no auxílio de pessoas com dificuldades de locomoção. Os usuários são geralmente pessoas portadoras de deficiência física, que possuem limitações em seus membros inferiores devido a doenças, acidentes ou anomalias genéticas. Entre as doenças estão a paralisia cerebral, na qual uma lesão no cérebro afeta o controle muscular, e a esclerose múltipla, que afeta as fibras nervosas tornando-as incapazes de enviar sinais a partir do sistema nervoso central aos músculos do corpo. Quanto à deficiência causada por acidentes, os veículos automotores estão entre as principais causas que provocam lesão medular (grau de lesão completa, a qual provoca a paralisia motora total dos membros inferiores) resultando na incapacidade de locomoção da pessoa (CEREZETTI *et al.*, 2012). Entre as causas de deficiências motoras causadas por anomalias genéticas, podem ser destacados os defeitos do fechamento do tubo neural, de acordo com Aguiar *et al.* (2003), sendo o mais comum a espinha bífida.

O censo demográfico levantado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística-IBGE (2010) divulgou que o Brasil possuía uma população formada por 190.732.964 pessoas, das quais 23,9% ou aproximadamente 45,6 milhões de pessoas apresentavam algum tipo de deficiência física. Em julho de 2013, o IBGE divulgou as estimativas da população brasileira para 201.032.714 pessoas, com correspondente aumento da população de pessoas deficientes. O Censo de 2010 reporta ainda que 7% da população brasileira apresentava algum tipo de deficiência motora, o que corresponde a aproximadamente 14 milhões de pessoas, das quais 40% (aproximadamente 5 milhões) dependem permanentemente de cadeira de rodas para se locomover.

Apesar da grande utilidade da cadeira de rodas manual, muitos estudos a classificam como um meio de locomoção de baixa eficiência, ou seja, a energia metabolizada pelo usuário para a propulsão da cadeira de rodas manual, não é eficientemente aproveitada para a propulsão da cadeira. Brubaker *et al.* (1986), por exemplo, explicam que a baixa eficiência é dada pelo fato de que as cadeiras de rodas manuais prescritas pelos médicos são genéricas, ou seja, não estão adaptadas para as características físicas de cada pessoa, possuem apenas regulagem de altura e profundidade do assento. van der Woude *et al.* (2001) relatam que a baixa eficiência da cadeira de rodas manual pode ser explicada pela pequena massa muscular dos membros superiores quando comparada à massa muscular das pernas, o padrão de movimento da mão acoplada ao aro da cadeira e a anatomia funcional complexa dos ombros.

Estudos de Sagawa *et al.* (2012) relatam que além da baixa eficiência mecânica, a propulsão da cadeira de rodas manual, exige elevados esforços e muita repetitividade de movimentos dos membros superiores que não são preparados para atividades repetitivas com altas cargas. Van der Woude *et al.* (2001) declaram que existe um alto número de reclamações por parte dos usuários de cadeira de rodas manuais, de dores e lesões nos membros superiores, o que indica a existência de uma alta carga suportada pelos membros superiores durante a propulsão. Os estudos de van Drongelen *et al.* (2005) e Westerhoff *et al.* (2011) também afirmam que as altas cargas e a alta frequência de movimentos durante a propulsão da cadeira de rodas manual são responsáveis pelo desenvolvimento de dores nos ombros.

Durante as últimas décadas, a comunidade de biomecânica vem buscando a redução das altas cargas nos membros superiores estudando as lesões nas articulações e investigando o esforço muscular durante a propulsão de cadeiras de rodas manuais. Van der Woude *et al.* (2001) mencionam que, embora alguns estudos tenham focado na melhoria do desempenho e da ergonomia das cadeiras de rodas, a maioria está centrada nas lesões em membros superiores, causadas pelos esforços repetitivos durante a propulsão de cadeira de rodas manuais.

De acordo com Boninger *et al.* (2002), os usuários de cadeiras de rodas manuais, apresentam um alto risco de lesões nos membros superiores, e o local mais afetado é o ombro, com prevalência entre 31% e 73% de reclamações dos usuários. Boninger *et al.* (2002) também indicam que os estudos detalhados sobre a prevalência de dores nos membros superiores apontam o uso de cadeira de rodas manuais como responsável por lesões por esforços repetitivos, que causam dor.

Os estudos de Rankin *et al.* (2012) relatam que mais da metade dos usuários de cadeiras de rodas manuais desenvolverão lesões ou algum tipo de dor nos membros superiores durante a vida. Rankin *et al.* (2012) reportam que estudos têm se concentrado na redução da demanda exigida dos membros superiores durante a propulsão da cadeira de rodas através da modificação da configuração de cadeira de rodas e também da técnica de propulsão. Algumas variáveis vêm sendo utilizadas na literatura para avaliar a biomecânica de propulsão, entre elas estão: a cadência (ciclos de propulsão por segundo), ângulo de contato (posição angular do aro de propulsão da cadeira em que ocorre o contato com a mão) e pico de força. Essas três variáveis, têm mostrado influência na demanda dos membros superiores, incluindo a eficiência mecânica da cadeira, momentos nas articulações e atividade eletromiográfica (EMG).

O crescente interesse de pesquisadores na biomecânica da propulsão de cadeira de rodas manuais contribuiu para um melhor entendimento sobre a alta incidência de doenças musculoesqueléticas em usuários. De acordo com van der Woude *et al.* (2001), cada vez mais se tem estudado a propulsão de cadeiras de rodas no dia-a-dia dos usuários e também em esportes praticados por usuários com deficiência motora, inicialmente pela engenharia e fisiologia e, mais recentemente, pela biomecânica. Van der Woude *et al.* (2001) relatam que, apesar do avanço científico, existem limitações metodológicas como a heterogeneidade dos usuários, o baixo número de pesquisadores na área e a inconsistência de técnicas de análises dos dados coletados, dificultando o progresso na área.

O desenvolvimento e utilização de modelos matemáticos que representam a biomecânica durante a propulsão têm sido fundamental para fornecer uma visão mais aprofundada das forças musculares, carregamentos articulares e momentos nas articulações. De acordo com Leary *et al.* (2011), alguns modelos biomecânicos foram desenvolvidos por autores como Cooper *et al.* (1999) que desenvolveram um modelo cinemático da articulação glenoumeral do ombro, van der Helm (1994), que desenvolveu um modelo musculoesquelético do ombro e Holzbaur *et al.* (2005), que desenvolveram um modelo musculoesquelético tridimensional dos membros superiores que inclui os principais músculos, capaz de fornecer estimativas mais precisas dos braços de momento dos músculos.

A utilização de modelos matemáticos e computacionais pode contribuir para o estudo da biomecânica interna do corpo humano. De acordo com Pandy (2001), essa abordagem tem sido muito utilizada devido ao alto desempenho dos computadores atuais, capazes de realizar simulações realistas de movimentos com modelos de vários graus de liberdade e fornecerem explicações quantitativas, de como os sistemas musculoesquelético e neuromuscular interagem para produzir movimento. Por exemplo, estes modelos são amplamente utilizados em conjunto com a técnica de dinâmica inversa para estimar os momentos articulares associados à cinemática do movimento obtida experimentalmente (WU *et al.*, 1998 e RODGERS *et al.*, 1998). Estes modelos do sistema musculoesquelético podem ainda ser utilizados para estimar as forças musculares utilizando técnicas como a otimização estática para resolver o problema de indeterminação neuromuscular utilizando diferentes critérios de otimização (ERDEMIR *et al.*, 2007). Normalmente, os modelos computacionais geram como produto final um padrão de forças que agem em conjunto produzindo movimento. Como menciona Seth *et al.* (2011), um dos possíveis subprodutos destas análises são as forças de reação nas articulações. Estas forças auxiliam no estudo do tipo de sobrecarga a que as articulações estão sujeitas durante um determinado movimento.

O estudo da propulsão de cadeiras de rodas manuais utilizando modelos matemáticos e simulação computacional do conjunto cadeira de rodas e cadeirante pode auxiliar no estudo das forças exigidas durante a propulsão e no entendimento da contribuição muscular individual à propulsão. A partir de modelos matemáticos, é possível estimar fatores biomecânicos como, por exemplo, esforços musculares de cada músculo para diversos ambientes e configurações de cadeira de rodas que, para métodos experimentais, teriam custos relativamente altos e demandaria mais tempo.

Na propulsão de cadeira de rodas manuais, alguns fatores mecânicos, fisiológicos e musculoesqueléticos são pouco explorados em estudos encontrados na literatura. Dentre os fatores que influenciam as forças aplicadas no aro de propulsão, estão as forças inerciais, que podem ser significativas mesmo em velocidades moderadas devido às grandes acelerações dos membros superiores. Esta contribuição pode ser quantificada a partir de um modelo matemático do sistema cadeira de rodas e usuário.

Um entendimento mais fundamental sobre a influência isolada destes fatores e sobre os fenômenos envolvidos na propulsão de cadeira de rodas pode, por exemplo, orientar a utilização de técnicas mais eficientes e menos prejudiciais às articulações durante a propulsão.

1.1 OBJETIVOS

O presente trabalho objetivou estudar a influência das forças inerciais, gravitacionais e musculares e também das propriedades musculoesqueléticas na propulsão de cadeira de rodas manuais. Para isso, foi necessário o desenvolvimento de um modelo do sistema cadeira de rodas e usuário e de uma metodologia para determinação e quantificação de esforços musculares e da contribuição das forças inerciais e gravitacionais durante a propulsão de cadeira de rodas manuais.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

As cadeiras de rodas são utilizadas com a função de aumentar a funcionalidade e a independência dos usuários em diversos ambientes. Richter *et al.* (2001) mencionam que por muitos anos a cadeira de rodas mais comumente usada é a cadeira de rodas manual tradicional (Figura 1). As cadeiras de rodas manuais possuem mecanismos simples, são leves e na maioria das vezes sua estrutura é dobrável facilitando o transporte. Leary *et al.* (2011) relatam que a cadeira de rodas manual é a principal tecnologia que promove oportunidades para reabilitação, mobilidade e competição atlética para pessoas com deficiência motora.

Alguns tipos de cadeiras de rodas manuais foram desenvolvidos para diferentes aplicações e usuários. As cadeiras destinadas à reabilitação, por exemplo, proporcionam eficiência e conforto razoável para usuários que farão seu uso temporariamente. As cadeiras de competição são destinadas à prática de esportes como basquete, corrida e tênis e são projetadas a fim de maximizar o desempenho dos atletas. As cadeiras destinadas à mobilidade, utilizadas diariamente pelo usuário, têm o objetivo de maximizar o conforto e a eficiência atendendo as exigências de uso diário do deficiente (LEARY *et al.*, 2011).

De acordo com Cooper *et al.* (1999), a cadeira de rodas manual possibilita ao usuário a realização de atividade física dos membros superiores durante a propulsão, o que pode trazer benefícios como sensação de bem-estar, redução de ansiedade, melhoria das condições musculoesquelética e cardiovascular, aumento da imunidade e ativação do metabolismo de maneira geral. Por outro lado, o uso prolongado de cadeiras de rodas manuais pode causar danos ao sistema musculoesquelético devido ao alto nível de esforço para realizar a propulsão em alguns tipos de ambientes, como percursos com inclinações, pisos em mal estado e terrenos acidentados.

Figura 1- Cadeira de rodas de acionamento manual.



Fonte: Jaguaribe (2013)

Apesar de a cadeira de rodas de propulsão manual ser o método mais utilizado pela população que possui deficiência motora, ainda são necessárias pesquisas para compreender as relações entre a mecânica de propulsão da cadeira de rodas manual e a demanda exigida dos membros superiores (RANKIN *et al.*, 2012).

Alguns portadores de deficiências físicas como paralisia cerebral e tetraplegia, dependendo do nível de deficiência, são impossibilitados de executar a propulsão em uma cadeira de rodas manual. Para essa população de deficientes, outro tipo de cadeira de rodas pode ser recomendado, a cadeira de rodas motorizada (Figura 2). Este tipo de cadeira possui um motor que realiza a propulsão, dispensando esforços e preparo físico do usuário para essa atividade.

A cadeira de rodas motorizada apresenta algumas desvantagens como desfavorecer a realização de exercícios físicos, privando os usuários dos benefícios comentados anteriormente, e terem peso e dimensões maiores devido aos motores e baterias, o que dificulta o transporte e o acesso a alguns lugares. Além disso, seu elevado preço é incompatível com as condições econômicas de muitas famílias brasileiras.

Figura 2 - Cadeira de rodas motorizada.



Fonte: Jaguaribe (2013)

Um terceiro tipo de cadeira de rodas, proposta mais recentemente, é a cadeira de rodas manual assistida, ou “híbrida”, Fig. 3. Esta cadeira possui um sistema que agrega vantagens das cadeiras de rodas manual e motorizada. Nesse tipo de cadeira, motores acoplados às rodas fornecem um momento complementar, reduzindo os esforços excessivos durante a propulsão da cadeira, os quais podem causar danos ao sistema musculoesquelético dos membros superiores.

Kloosterman *et al.* (2012) avaliaram as alterações biomecânicas e os esforços nos membros superiores resultantes da utilização desse tipo de cadeira e concluíram que as altas cargas na articulação do ombro foram reduzidas de forma considerável quando comparada à propulsão de cadeiras de rodas manuais, o que pode reduzir efetivamente os riscos de lesões no ombro relacionadas à esta atividade.

Figura 3 - Cadeira de rodas híbrida (Sistema modular E-motion).



Fonte: ALBER (2013)

Cada vez mais se têm realizado estudos concentrados na propulsão de cadeiras de rodas, principalmente relacionados à cadeira de rodas manual. Estudos tanto experimentais como computacionais são realizados com a finalidade de se compreender os fenômenos envolvidos e os efeitos sobre o sistema musculoesquelético.

De acordo com Leary *et al.* (2011), para a otimização de um projeto de cadeira de rodas utilizam-se métodos experimentais, teóricos ou uma abordagem dos dois métodos combinados. Um projeto de cadeira de rodas inadequado pode trazer como consequências uma lesão ao usuário ou o comprometimento do desempenho do conjunto usuário e cadeira de rodas. Delp *et al.* (2007) relatam que a compreensão da dinâmica de movimento do corpo humano usando apenas experimentos é limitada pela dificuldade de medir algumas variáveis, como, por exemplo, as forças geradas pelos músculos e também pela dificuldade em estabelecer relações de causa e efeito em sistemas dinâmicos complexos.

Os métodos experimentais permitem dados precisos referentes ao desempenho, porém estão sujeitos a limitações técnicas na aquisição de dados, possuem um custo relativamente elevado e também são mais demorados. Leary *et al.* (2011) relatam que existe uma limitação fundamental nos resultados de análises experimentais no que se refere à compreensão do desempenho em cenários alternativos. Além disso, estudos experimentais não fornecem uma plataforma para a otimização em cenários diferentes. Segundo Erdemir *et al.* (2007), a medição de forças musculares utilizando-se métodos invasivos ou diretos exige um ambiente clínico e é geralmente inviável, o que torna necessária a utilização de métodos não invasivos, baseados em modelagem musculoesquelética.

As análises baseadas em modelos e simulação computacional oferecem uma abordagem de baixo custo permitindo a investigação de diferentes cenários fisicamente simulados, e a otimização de cadeiras de rodas. De acordo com Leary *et al.* (2011), normalmente a análise computacional da propulsão de uma cadeira de rodas é baseada em um modelo paramétrico do conjunto cadeira de rodas e cadeirante. Após o modelo ter sido elaborado, pode-se otimizar o desempenho em um determinado cenário para uma vasta gama de parâmetros possíveis.

Há uma grande quantidade de trabalhos na literatura que investigam o comportamento biomecânico do ser humano durante a propulsão da cadeira de rodas manuais. Ackermann *et al.* (2014) propuseram um modelo que descreve a dinâmica da propulsão da cadeira de rodas manual e uma formulação de controle ótimo capaz de gerar simulações com o propósito de investigar a influência da massa do modelo na propulsão da cadeira de rodas para diferentes inclinações de rampa.

Rankin *et al.* (2011) utilizaram um modelo representativo dinâmico para investigar como os músculos, de forma individual, entregam, absorvem ou transferem energia mecânica durante a propulsão de cadeira de rodas. O estudo teve o propósito de desenvolver técnicas de treinamento para reduzir os esforços musculares durante a propulsão da cadeira de rodas manual e melhorar os resultados de pacientes em reabilitação. Em outro estudo, Rankin *et al.* (2012) fizeram simulações a partir de um modelo musculoesquelético detalhado dos membros superiores, com o objetivo de investigar a demanda de força muscular nos membros superiores, alternando a frequência dos ciclos de propulsão, picos de forças aplicados e posição angular do aro de propulsão em que ocorre o contato com as mãos do usuário.

Em seu estudo, Boninger *et al.* (2002) realizaram testes experimentais com a finalidade de analisar os padrões de propulsão da cadeira de rodas manual e também a biomecânica associada a cada padrão de propulsão. Participaram desse estudo 38 usuários com paraplegia com suas próprias cadeiras de rodas manuais. Foram coletados dados cinemáticos como: o padrão de propulsão, a posição do eixo das rodas, o ângulo inicial e total do contato da mão no aro durante a propulsão. Na aquisição desses dados, foi utilizado um sistema com duas câmeras de análise cinemática, uma em cada lado do participante, as quais registraram o movimento de duas marcações em cada lado, uma posicionada sobre a pele das mãos, na articulação do terceiro metacarpo, e a outra posicionada no eixo traseiro da cadeira de rodas.

Para as informações de forças e momentos aplicados no aro da cadeira, Boninger *et al.* (2002) utilizaram o sistema SmartWheel, que consiste em uma roda instrumentada capaz

de medir as 3 componentes das forças e momentos aplicados no aro de propulsão da cadeira. Esse sistema foi instalado nas duas rodas da cadeira, sem alterar a cambagem, posição do eixo das rodas ou o diâmetro do aro de propulsão da cadeira. Os participantes foram instruídos a propulsionar a cadeira de rodas manual, que foi fixada a um dinamômetro posicionado entre as câmeras de análise cinemática. A resistência do dinamômetro foi equiparada a uma superfície de piso liso e os participantes da pesquisa tiveram a informação visual da velocidade atual da cadeira de rodas a fim de manter as duas velocidades impostas no estudo: 0,9 e 1,8 m/s. Foram identificados quatro padrões diferentes de propulsão entre os participantes, porém não foram identificadas diferenças significativas entre os padrões de forças aplicadas no aro de propulsão da cadeira de rodas.

Modelos biomecânicos do sistema musculoesquelético são frequentemente usados em simulações, pois possibilitam a associação de dados anatômicos e fisiológicos, o que permite uma grande variedade de estudos do sistema neuromuscular. De acordo com Holzbaaur *et al.* (2005), um modelo musculoesquelético deve ser acessível aos utilizadores, fornecer representações precisas dos músculos e articulações e mostrar interações importantes entre as articulações.

Holzbaaur *et al.* (2005) desenvolveram um modelo com 15 graus de liberdade dos membros superiores representando o ombro, cotovelo, antebraço, pulso, polegar e dedo indicador, incluindo 50 músculos que cruzam essas articulações. Foram comparados os braços de momento e os momentos máximos de cada grupo de músculos com dados experimentais, com a finalidade de avaliar a precisão do modelo. As informações de cinemática e de forças foram obtidas a partir de dados experimentais, enquanto que os braços de momento e os comprimentos de cada músculo que cruzam as articulações estudadas foram estimados para vários posicionamentos dos membros superiores.

Richter (2001) propôs um modelo matemático bidimensional simplificado de cadeira de rodas e usuário para uma análise quase estática. O trabalho investigou a influência da posição do assento da cadeira em relação às rodas traseiras na biomecânica de propulsão. No modelo proposto por Richter (2001), foi utilizado um mecanismo de quatro barras capaz de simular a propulsão da cadeira de rodas manual no plano sagital e foram analisados a posição dos ombros em relação ao cubo da roda, o diâmetro do aro de propulsão da cadeira, os comprimentos dos braços e antebraços e a força aplicada no aro de propulsão.

Para validação de seu modelo, Richter (2001) realizou experimentos com a participação de doze cadeirantes. Foram coletados dados experimentais da propulsão sobre esteiras utilizando rodas instrumentadas para medir as forças no aro e sensores

eletromiográficos para medir sinais de ativações musculares nas articulações dos ombros e cotovelos.

Comparando os dados analíticos e experimentais, Richter (2001) concluiu que durante o ciclo de propulsão da cadeira de rodas manual, a estabilização da articulação gleno-umeral do ombro é a que demanda maiores esforços da musculatura do ombro, causando o desgaste e esmagamento das cartilagens. Segundo van der Woude *et al.* (2001) esses esforços impostos pelos braços na propulsão da cadeira de rodas, impõem forças de compressão elevadas na articulação gleno-umeral que foram estimados em aproximadamente 2000 N para a estabilização do ombro.

3 BIOMECÂNICA DOS MEMBROS SUPERIORES NA PROPULSÃO DA CADEIRA DE RODAS MANUAIS

As seções a seguir apresentam brevemente a estrutura muscular e seu processo de geração de força, assim como algumas propriedades intrínsecas dos músculos. Posteriormente, são apresentados o sistema musculoesquelético dos membros superiores e os principais músculos que atuam nas articulações do ombro e cotovelo durante a propulsão de cadeira de rodas manuais.

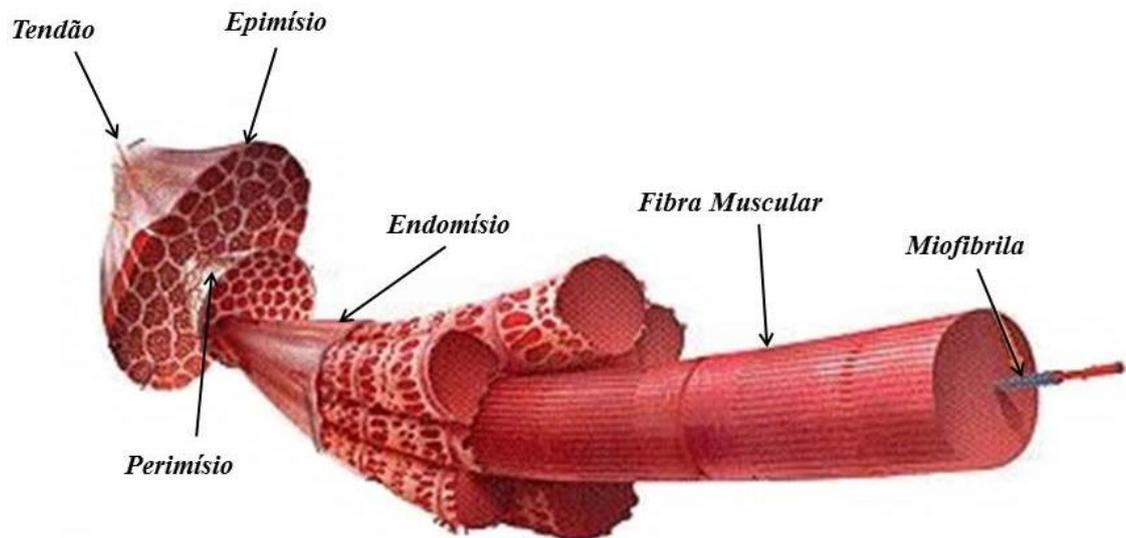
3.1 SISTEMA MUSCULAR

De acordo com Ferreira (2005), o músculo é um órgão do corpo humano especializado na transformação de energia química em energia mecânica (movimento). Nigg e Herzog (2006) relatam que os músculos exercem força e produzem movimento, portanto, podem ser considerados os elementos básicos da mecânica do movimento em humanos e animais.

Segundo Nigg e Herzog (2006) os músculos geralmente são classificados como estriados (que são divididos em músculos esqueléticos e cardíacos) e não estriados. Os músculos estriados cardíacos e não estriados são controlados pelo sistema nervoso autônomo, diferentemente do músculo estriado esquelético que produz movimento a partir de comandos voluntários. O músculo esquelético tem como estrutura básica as fibras musculares (Figura 4). As fibras musculares são arranjadas em conjuntos paralelos revestidos por um tecido conjuntivo chamado de endomísio. Estes conjuntos revestidos estão arranjados formando feixes revestidos individualmente por uma camada denominada perimísio. O conjunto desses

feixes musculares por sua vez forma a estrutura muscular revestida pelo epimísio. Na extremidade do músculo, é feita a inserção com o esqueleto por meio do tendão, cuja função é transferir a força do músculo ao esqueleto.

Figura 4 - Anatomia do músculo esquelético.



Fonte: Autor “adaptado de” El Musculo Esquelético, [2015?]

3.1.1 Dinâmica da contração muscular

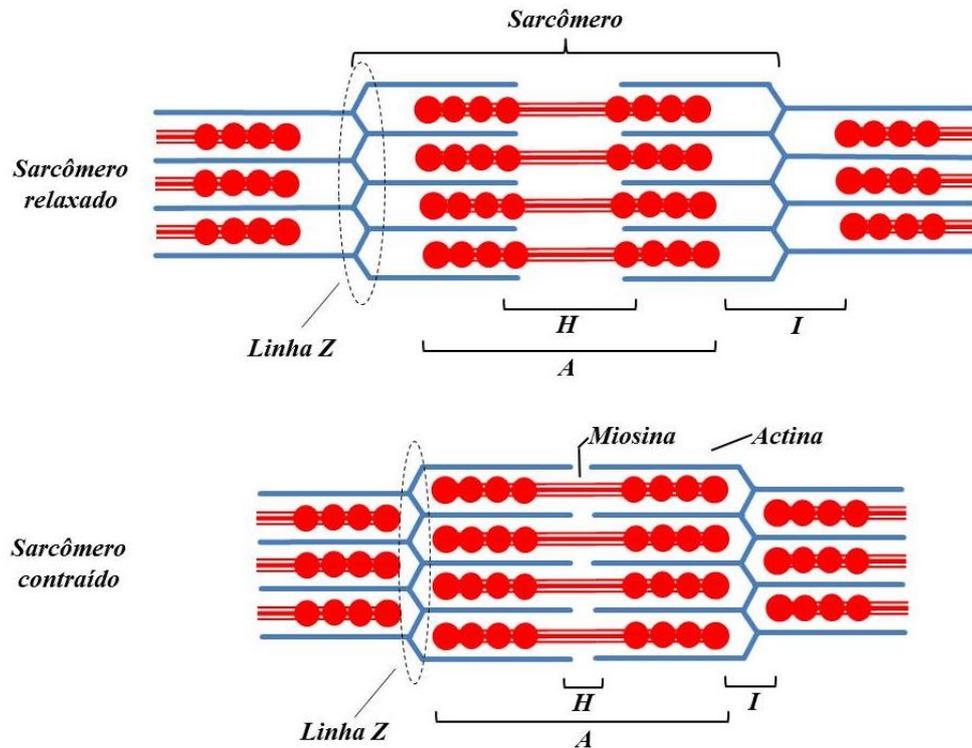
Para que haja movimento no corpo humano, é necessário que os músculos sejam ativados ocorrendo contração muscular e produção de força. Essas forças movimentam as articulações de forma controlada e executam tarefas predeterminadas que muitas vezes vão contra a ação de forças externas. Todo esse processo depende em grande parte das propriedades de geração de força dos músculos, das características anatômicas do sistema esquelético e da ação voluntária do sistema nervoso (ERDEMIR *et al.*, 2007).

As fibras musculares são formadas por unidades chamadas de miofibrilas que são organizadas paralelamente atribuindo ao músculo esquelético seu padrão típico estriado. As miofibrilas são formadas por unidades chamadas sarcômeros, que são arranjados de forma paralela e seriada, formando a unidade básica contrátil do músculo (NIGG e HERZOG, 2006). Os sarcômeros (Figura 5) são formados por filamentos grossos (compostos por proteínas chamadas Miosina) e por filamentos finos (compostos por proteínas chamadas Actina), estes filamentos são delimitados pelas linhas Z (Figura 5).

O processo de contração dos músculos ocorre pela interação das proteínas contráteis Miosina e Actin. De acordo com Ferreira (2005), essa interação ocorre quando uma série de

eventos moleculares são causados pelo aumento de cálcio citosólico ($[Ca^{2+}]_i$) causando o deslizamento dos filamentos finos (Actina - faixa A) sobre os filamentos grossos (Miosina - faixa I) e, com isso, o encurtamento dos sarcômeros em série fazendo o fechamento da zona H alcançando os limites laterais dos sarcômeros, as linhas Z.

Figura 5 - Sarcômero relaxado e contraído.



Fonte: Autor

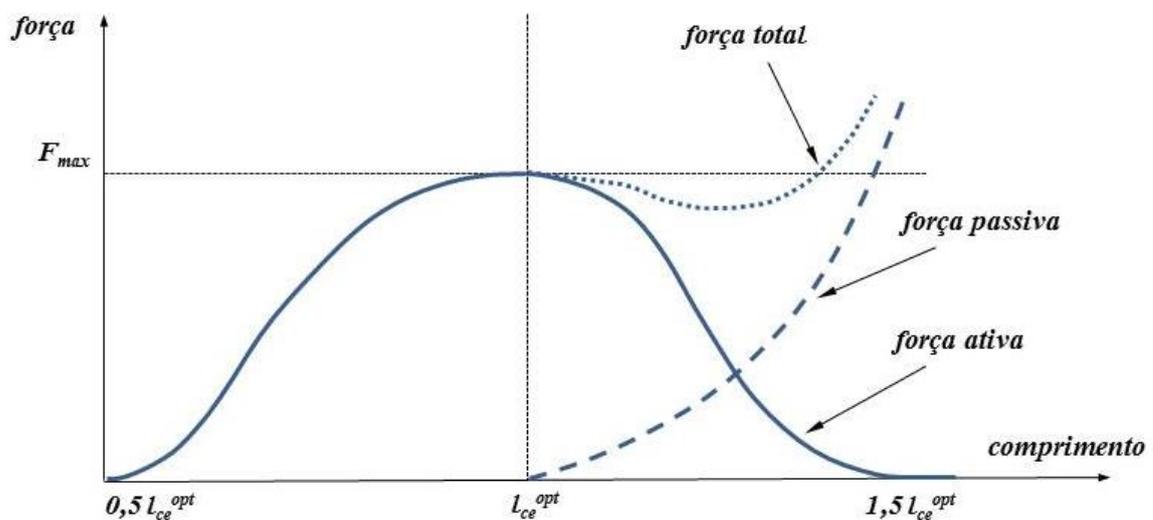
De acordo com Vilela *et al.* (2011) para a cinesiologia (ciência que estuda os movimentos do corpo humano), o termo contração é o desenvolvimento de tensão interna de um músculo, tendo ou não encurtamento visível das fibras. A contração pode ser isométrica, quando o músculo produz força sem alterar seu comprimento, concêntrica, quando o músculo produz força e contrai, diminuindo seu comprimento, ou excêntrica, quando o músculo produz força enquanto é alongado. Além disso, os músculos também podem ser classificados como agonistas, que executam o movimento, ou antagonistas, que se opõem à ação dos músculos agonistas.

3.1.2 Relação força-comprimento e força-velocidade

A geração de força de um músculo está associada ao seu nível de ativação, e também a outros dois fatores: as relações força-comprimento e força-velocidade (ERDEMIR *et al.*, 2007). De acordo com Zajac (1988), a relação força-comprimento é construída através da medição da força muscular em diferentes comprimentos das fibras musculares e em condições isométricas, i.e., com velocidade de contração nula e comprimento constante. Existe um comprimento ótimo das fibras musculares (l_{ce}^{opt}), no qual o músculo é capaz de aplicar força máxima (F_{max}). Esse comprimento ótimo é caracterizado pelo maior número de ligações entre as proteínas contráteis actina (filamentos finos) e miosina (filamentos grossos) nos sarcômeros. Observando o gráfico da figura 6, nota-se que, conforme o comprimento da fibra diminui, ocorre também a diminuição da força, os filamentos finos no sarcômero começam a se sobrepor e a força cai. Se o comprimento das fibras aumenta em relação ao comprimento ótimo, há menor sobreposição dos sítios ativos dos filamentos finos e grossos ocasionando a diminuição da força muscular.

A partir do comprimento ótimo das fibras musculares, os componentes elásticos passivos em paralelo às fibras afetam a relação força-comprimento de acordo com a figura 6. Entre esses componentes estão o endomísio, o perimísio e o epimísio, que são os tecidos conjuntivos que envolvem os componentes musculares.

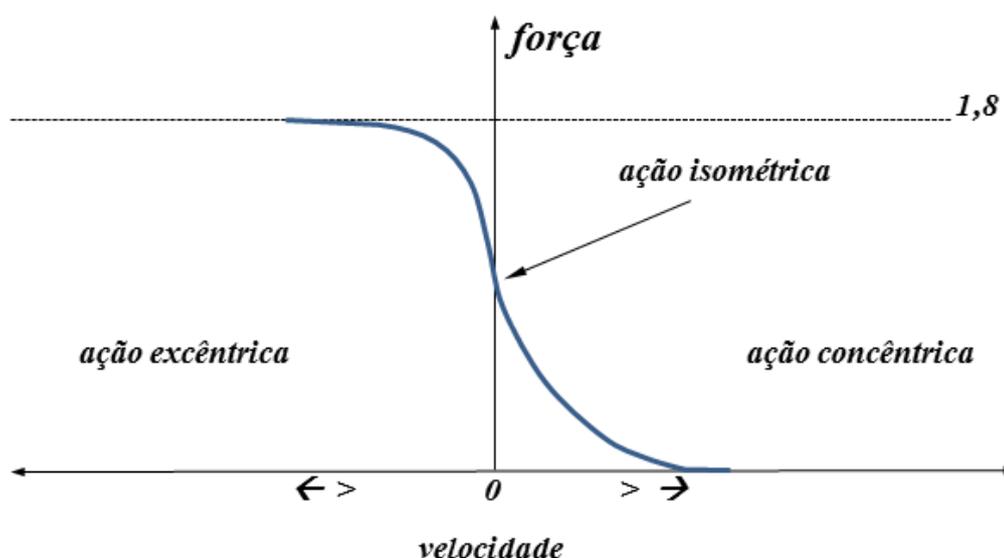
Figura 6 - Relação força-comprimento.



Fonte: Autor – adaptado de Zajac (1988)

Conforme Zajac (1988), existe um limite máximo de velocidade em que ocorre a interação das proteínas actina e miosina nos sarcômeros. A relação força-velocidade pode ser analisada para duas situações: quando o músculo aumenta de comprimento (ação excêntrica) e quando o músculo diminui de comprimento (ação concêntrica). O gráfico da figura 7 mostra que na ação excêntrica, à esquerda, a força aumenta com o aumento da velocidade. Já na ação concêntrica, à direita, a força diminui com o aumento da velocidade. O ponto em que a velocidade é nula corresponde à ação isométrica, na qual as fibras não mudam de comprimento.

Figura 7 - Relação força-velocidade.



Fonte: Autor – adaptado de Zajac (1988)

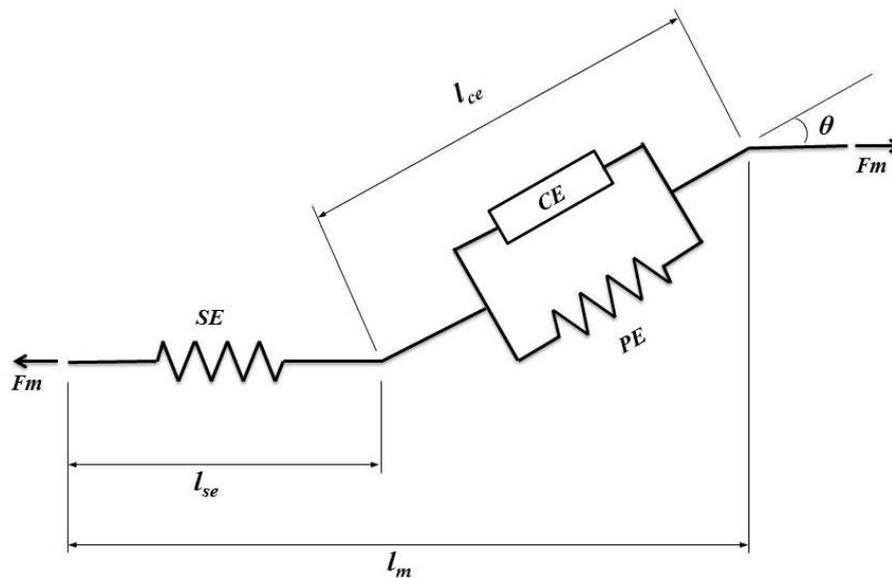
3.1.3 Modelo muscular

Em sistemas musculoesqueléticos dinâmicos, o modelo de músculo do tipo Hill com três elementos (HILL, 1938) tem sido aceito e amplamente utilizado em diversos trabalhos de modelagem do sistema musculoesqueléticos. De acordo com Erdemir *et al.* (2007), esse modelo representa as propriedades intrínsecas dos componentes que constituem o músculo e que influenciam na magnitude da força muscular, levando em consideração as propriedades mecânicas de cada componente.

Segundo Zajac (1988), é comum na literatura a representação da unidade músculo-tendínea através da definição dos parâmetros: força isométrica máxima, comprimento ótimo de fibra muscular, velocidade máxima de encurtamento do músculo, comprimento neutro do tendão e ângulo de penação. Holzbaur *et al.* (2005), por exemplo, utilizaram estes parâmetros para determinar a geração de força muscular em um modelo do tipo Hill. No modelo do tipo

Hill (Figura 8) os tendões são representados por um elemento em série (SE) com comportamento não linear. O tecido conjuntivo que envolve as fibras é representado por um elemento elástico passivo (PE) não linear em paralelo aos elementos contráteis ativos do músculo (CE) que representam os sarcômeros. θ é o ângulo de penação das fibras musculares em relação ao eixo longitudinal do músculo.

Figura 8 - Modelo de músculo do tipo Hill.



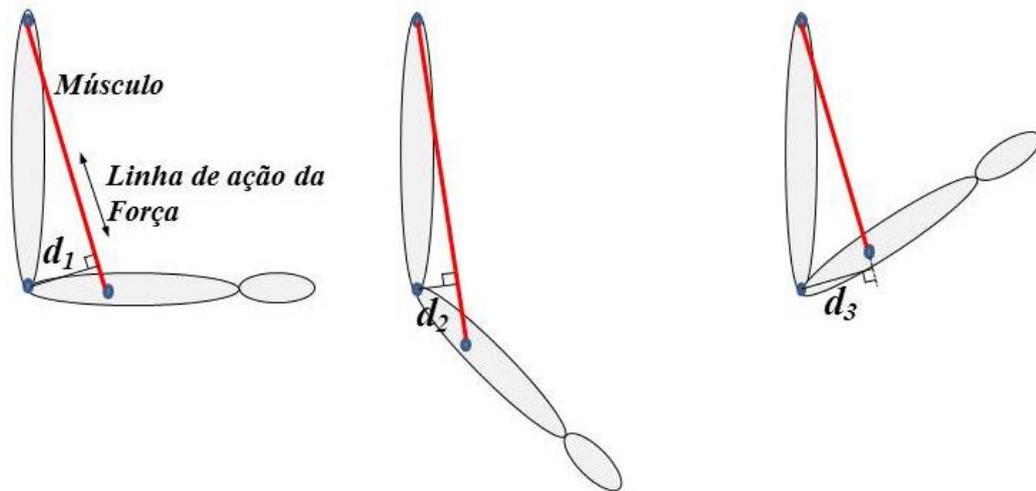
Fonte: Adaptado de Erdemir *et al.* (2007)

Segundo Zajac (1988), quantificam-se os níveis de ativação dos músculos utilizando-se valores numéricos entre 0 e 1. Para um valor de ativação de 1, o músculo exerce força máxima para as condições de velocidade e comprimento atuais.

3.1.4 Braço de momento

De maneira simplificada, o braço de momento de um músculo em relação a uma articulação cruzada por ele pode ser definido como a distância entre a linha de ação do músculo e o eixo de rotação da articulação em questão (ERDEMIR *et al.* 2007). A figura 9 ilustra esquematicamente a variação do braço de momento com a posição angular de um membro em relação a outro. Para um ângulo de 90° , o braço de momento é dado pela distância d_1 , com a articulação estendida (ângulo $> 90^\circ$) o braço de momento é d_2 e para a articulação fletida (ângulo $< 90^\circ$) o braço de momento é d_3 .

Figura 9 - Variação do braço de momento com a configuração do sistema esquelético.



Fonte: Autor

De acordo com Delp *et al.* (1990), a maioria dos músculos interage com estruturas de membros adjacentes à articulação como superfícies ósseas e outros músculos e, por isso, a ação destes músculos não pode ser representada simplesmente como uma reta entre a origem e o local de inserção. De acordo com Delp *et al.* (1990), o braço de momento ($b_{i,j}$) de um músculo i em relação a uma determinada articulação na direção de uma coordenada generalizada (q_j) pode ser determinada pela derivada parcial do comprimento total do músculo (l_i) em relação à coordenada generalizada (q_j):

$$b_{i,j} = \frac{\partial l_i}{\partial q_j} \quad (1)$$

3.2 SISTEMA MÚSCULO-ESQUELÉTICO DO MEMBRO SUPERIOR

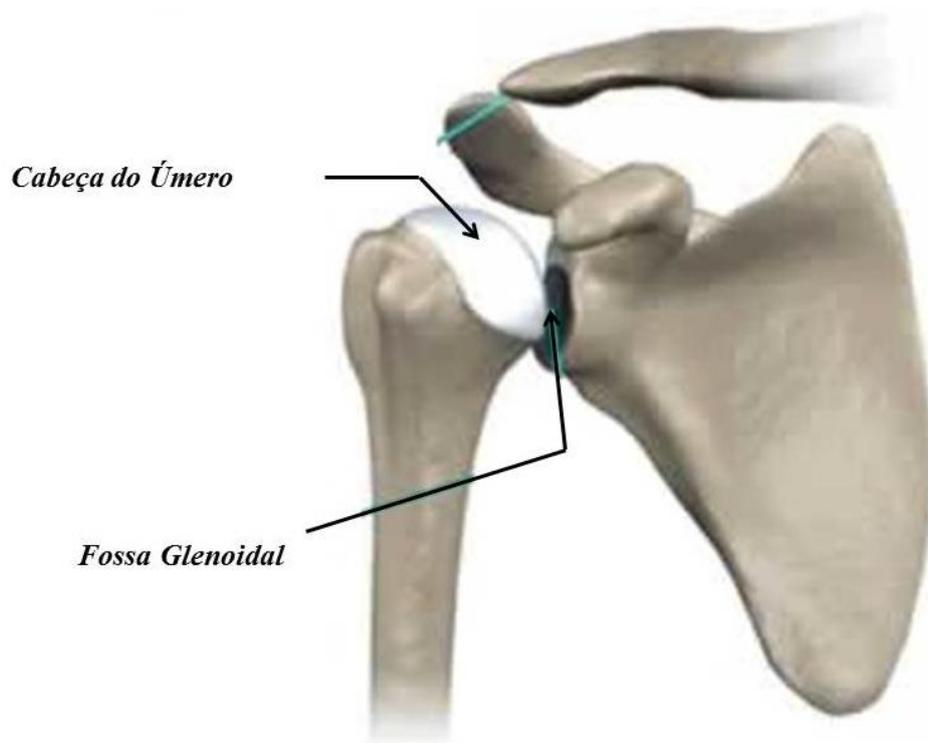
A elevada incidência de lesões e dores nas articulações dos membros superiores pode estar relacionada com a complexa anatomia do braço e ombros, mais especificamente com a necessidade de se estabilizar a articulação gleno-umeral do ombro durante a propulsão da cadeira de rodas manual (van der WOUDE *et al.*, 2001).

A articulação gleno-umeral é formada pela junção da cabeça do úmero com a fossa glenoidal da escápula (Figura 10), formando uma articulação do tipo esférica e que possui a maior mobilidade entre as articulações do corpo humano. Essa mobilidade da junção gleno-

umeral é devida ao tamanho da cavidade glenóide, correspondendo a pouco mais de um terço da cabeça umeral. Cartucho *et al.* (2007) argumentam que esse potencial de mobilidade torna a articulação gleno-umeral naturalmente instável.

Cartucho *et al.* (2007) define a instabilidade do ombro como a incapacidade de manter a cabeça umeral no centro da glenóide durante a mobilização ativa do braço. Para manter a estabilidade da gleno-umeral, o complexo articular do ombro possui estabilizadores estáticos (cápsula articular e ligamentos) e dinâmicos (músculos), mas, mesmo com esses estabilizadores, o ombro está sujeito a deslocamentos e lesões causadas por esforços repetitivos.

Figura 10 - Articulação gleno-umeral do ombro.



Fonte: Autor “adaptado de” Fisionews (2012)

A articulação gleno-umeral, como toda articulação, por questões anatômicas permite alguns graus de liberdade e restringe outros. Assim, naturalmente ela é mais resistente a forças em determinadas direções e menos resistente em outras. A frequente incidência de forças em direções nas quais a articulação é menos resistente pode levar a lesões.

Na propulsão de cadeiras de rodas manuais, as principais articulações envolvidas são a do ombro e a do cotovelo. Através dessas articulações, os braços e antebraços são capazes

de produzir os momentos necessários para a propulsão da cadeira e, por meio do contato das mãos com o aro de propulsão, a força é transferida movendo o aro de propulsão. Neste trabalho é utilizado um modelo de membro superior com movimentos apenas no plano sagital, onde as articulações do ombro e cotovelo exercem momentos de extensão e flexão. O modelo é atuado por um conjunto de 21 músculos, cujas propriedades são obtidas a partir do software OpenSim.

Dos 21 músculos listados na tabela 1, 12 são destacados como principais músculos envolvidos na propulsão de cadeiras de rodas (TORTORA e DERRICKSON, 2012). A tabela 1 indica as funções preponderantes de cada um destes músculos. Alguns desses músculos não contribuem diretamente para a propulsão da cadeira de rodas manual, mas desempenham a função de estabilização e/ou neutralização das articulações (van der WOUDE *et al.*, 2001). A função estabilizadora garante que determinada articulação permaneça em posição estacionária enquanto outro conjunto de músculos executa o movimento. Os músculos neutralizadores impedem outros músculos de provocar algum movimento indesejado, senão os que estão envolvidos na execução do movimento.

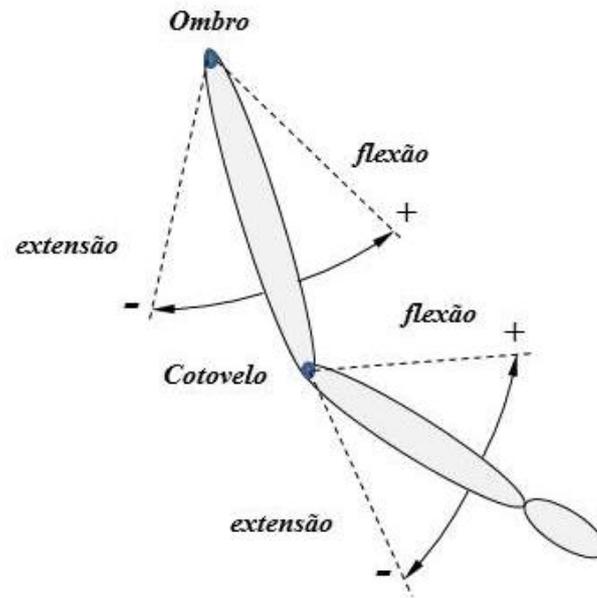
Tabela 1 - Músculos das articulações do ombro e cotovelo envolvidos na propulsão de cadeiras de rodas manuais.

Músculos	Ombro		Cotovelo	
	Flexores	Extensores	Flexores	Extensores
Bíceps longo	x		x	
Bíceps curto	x		x	
Braquial			x	
Coracobraquial	x			
Deltóide Anterior (1)	x			
Deltóide Lateral (2)				
Deltóide Posterior (3)		x		
Infraespinal				
Lateral Redondo Menor (1)				
Lateral Redondo Maior (2)		x		
Lateral Grande Dorsal (3)		x		
Peitoral Maior Superior (1)	x			
Peitoral Médio (2)				
Peitoral Inferior (3)				
Subescapular				
Supraespinal				
Trapézio Maior				
Trapézio Menor				
Tríceps Lateral				x
Tríceps Longo		x		x
Tríceps Médio				x

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

De acordo com a tabela 1, os músculos bíceps curto, bíceps longo, coracobraquial, deltoide anterior e peitoral maior superior atuam no ombro como flexores. Os músculos deltoide posterior, grande dorsal, redondo maior e tríceps longo executam o papel de extensores do ombro. No cotovelo, o movimento de flexão é realizado pelos músculos bíceps longo, bíceps curto e braquial, já os músculos responsáveis pelo movimento de extensão são o tríceps médio, tríceps lateral e tríceps longo. A figura 11 ilustra os movimentos de flexão e extensão do ombro e cotovelo.

Figura 11 - Denominação dos movimentos nas articulações do ombro e do cotovelo.

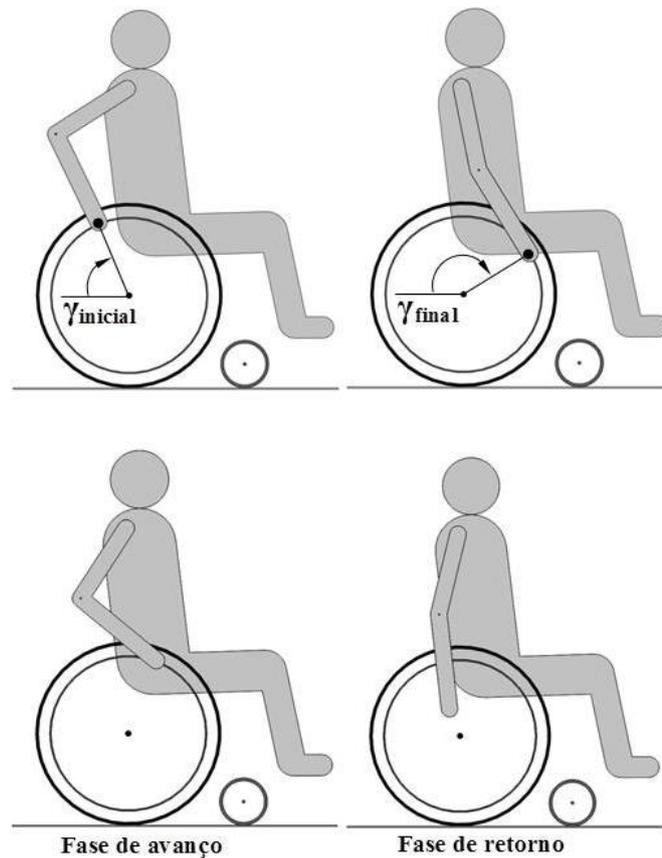


Fonte: Autor

3.3 BIOMECÂNICA DO CICLO DE PROPULSÃO DA CADEIRA DE RODAS MANUAL

As posições do assento e encosto da cadeira de rodas influenciam diretamente na posição relativa entre o ombro do cadeirante e o eixo da roda traseira da cadeira, alterando também a posição de contato das mãos com o aro de propulsão, que define o início e o fim do ciclo de propulsão. Segundo Boninger *et al.* (2002), o ciclo de propulsão da cadeira de rodas manual é composto pela fase de avanço e pela fase de retorno. A fase de avanço inicia-se no momento em que as mãos do cadeirante entram em contato com o aro de propulsão ($\gamma_{inicial}$), e termina no momento em que elas perdem o contato com o aro (γ_{final}). A fase de retorno envolve o retorno da mão à posição inicial de contato da mão com o aro de propulsão para reinício do ciclo (Figura 12).

Figura 12 - Ciclo de propulsão: avanço e retorno.



Fonte: Autor

4 MODELOS E MÉTODOS

O modelo matemático proposto neste trabalho visa, através de simulação computacional, viabilizar uma metodologia para estudar a influência das forças inerciais, gravitacionais e musculares e também das propriedades musculoesqueléticas na propulsão de cadeira de rodas manuais. A partir de dados experimentais da velocidade angular da roda traseira da cadeira, de forças de contato entre as mãos e aro de propulsão e da cinemática dos segmentos do modelo será possível estimar as ativações de 21 músculos do membro superior envolvidos na propulsão da cadeira de rodas como um problema de otimização estática. Posteriormente, também será proposta uma metodologia que permitirá a estimativa das contribuições das forças inerciais, gravitacionais e ativas dos músculos à propulsão, a partir das equações de movimento do sistema que serão desenvolvidas nas próximas seções.

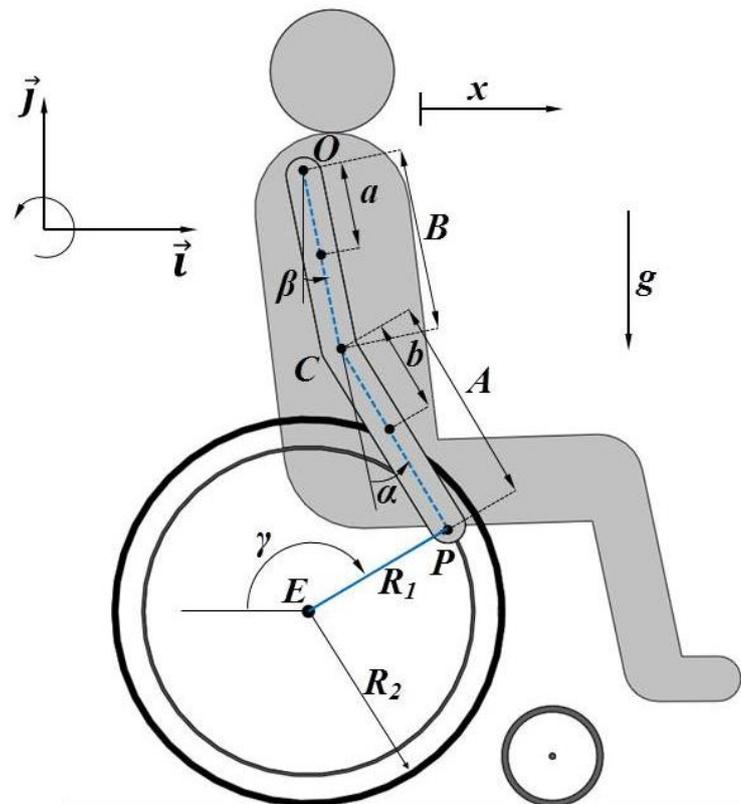
4.1 MODELO DA CADEIRA DE RODAS E CADEIRANTE

De acordo com van der Woude *et al.* (2001), a interação entre o sistema musculoesquelético e a cadeira de rodas, a geometria da cadeira e o mecanismo de propulsão tem grande influência no desempenho do sistema como um todo.

A figura 13 ilustra o modelo proposto nesse trabalho formado 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 sem as rodas e o cadeirante sem os braços. O braço e antebraço estão ligados, respectivamente, ao ombro e ao cotovelo por meio de juntas de revolução, permitindo apenas movimentos de flexão e extensão no plano sagital.

A base de referência do sistema tem como origem o ponto O (ombro). A coordenada x representa o deslocamento do ombro na direção horizontal com sentido positivo da esquerda para a direita.

Figura 13 - Representação do modelo da cadeira de rodas e cadeirante.



Fonte: Autor

As distâncias do centro de massa do braço em relação à articulação do ombro (O) e o centro de massa do antebraço em relação à articulação do cotovelo (C) são representados pelas letras a e b , respectivamente. O ponto P representa o ponto de contato entre a mão e o aro de propulsão (de raio R_1) e o ponto E é o eixo da roda traseira da cadeira. O ângulo β é a orientação do braço em relação à vertical e α do antebraço em relação ao eixo longitudinal do braço.

Algumas simplificações e condições de contorno são adotadas para o modelo:

- a) Os deslocamentos dos quatro corpos rígidos do modelo estão contidos em planos paralelos ao plano sagital, definidos pelos versores \vec{i} e \vec{j} ;
- b) A articulação do punho não é considerada e a mão é vinculada ao aro de propulsão por meio de uma junta de revolução que conecta o antebraço diretamente ao aro de propulsão, permanecendo em contato durante toda a fase de avanço;
- c) Uma força constante de resistência ao rolamento é considerada. Preliminarmente, o valor adotado é de 20 N como um valor médio para um piso liso do tipo vinil (gym), (van der WOUDE, 2001). Este valor pode ser estimado experimentalmente por meio de um teste de desaceleração da cadeira de rodas;
- a) O escorregamento da roda em relação ao piso é considerado desprezível.

Como não há escorregamento da roda em relação ao piso, o modelo representado na figura 14 passa a ser um mecanismo de quatro barras móveis com um único grau de liberdade na fase de avanço e um mecanismo de cadeia cinemática aberta na fase de retorno. A orientação da roda γ é dependente do deslocamento horizontal do ombro x . Na fase de avanço, a orientação do braço β e o ângulo de flexão do cotovelo α são também dependentes de x .

Pode-se relacionar o posicionamento das mãos sobre o aro de propulsão, determinado por γ , com a coordenada x por:

$$\gamma = \frac{x}{R_2}. \quad (2)$$

As equações de movimento do modelo são obtidas a partir da aplicação do formalismo de Newton-Euler (SCHIEHLEN, 1997), para o sistema em malha aberta, sem o contato das mãos do cadeirante com o aro da cadeira, com três graus de liberdade, obtendo-se na forma matricial um conjunto com três equações. Um vetor q de coordenadas generalizadas foi criado

para representar o deslocamento x do conjunto e os ângulos β e α do braço e antebraço respectivamente,

$$q = \begin{bmatrix} x \\ \beta \\ \alpha \end{bmatrix}. \quad (3)$$

O equacionamento através da aplicação do formalismo de Newton-Euler é apresentado no apêndice A. Esse equacionamento resulta nas equações do movimento na forma mínima:

$$M \ddot{q} + k(\dot{q}, q) = k^e(q), \quad (4)$$

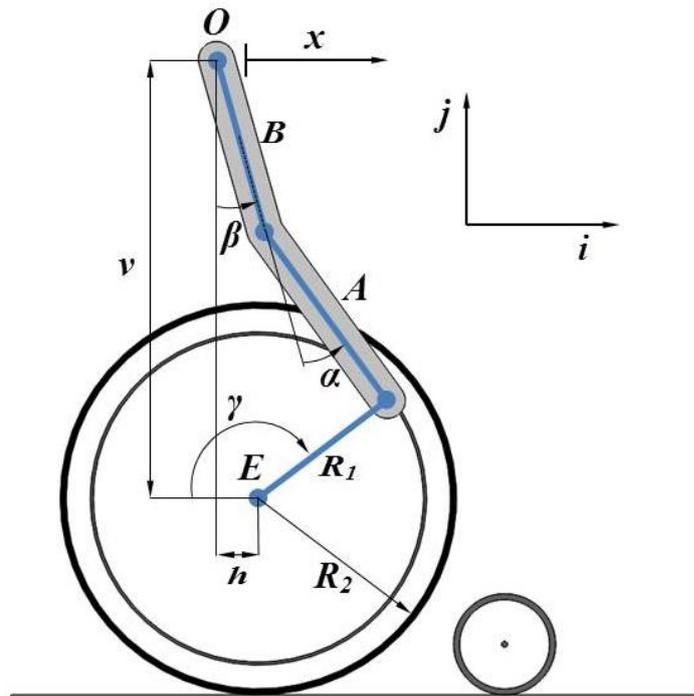
onde M é a matriz de massa, k é a matriz de forças generalizadas de Coriolis e centrífugas e k^e é o vetor de forças generalizadas externas não vinculares. Como está descrito no apêndice A, o vetor k^e foi dividido em quatro partes, a fim de separar as contribuições dos diferentes conjuntos de forças e momentos de forma que o conjunto de equações de movimento em (4) é reescrito como:

$$M \ddot{q} + k(\dot{q}, q) = k_g(q) + G(q) \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} + H(q) \begin{bmatrix} \tau_O \\ \tau_C \end{bmatrix} + Q[F_{rol}], \quad (5)$$

onde k_g é o vetor de forças generalizadas resultantes das forças gravitacionais que agem sobre os segmentos do modelo, a matriz G leva as componentes F_x e F_y da força de contato entre a mão e o aro de propulsão às forças generalizadas, a matriz H leva os momentos τ_O nos ombros e τ_C nos cotovelos às forças generalizadas e a matriz Q leva a força de resistência ao rolamento F_{rol} às forças generalizadas.

As equações de movimento são complementadas por duas restrições cinemáticas provenientes do contato das mãos com o aro de propulsão e que relacionam as coordenadas x , β e α . Essas restrições definem a cadeia cinemática fechada de quatro barras móvel com um grau de liberdade. As quatro barras são representadas pelo braço de comprimento B , pelo antebraço de comprimento A , pelo raio do aro de propulsão R_l e pelo corpo rígido que conecta o ombro (O) ao eixo da roda traseira (E) (Figura 14).

Figura 14 - Representação do modelo de quatro barras com um grau de liberdade.



Fonte: Autor

As distâncias v (vertical) e h (horizontal) representam a posição relativa entre o ombro O e o eixo E da cadeira.

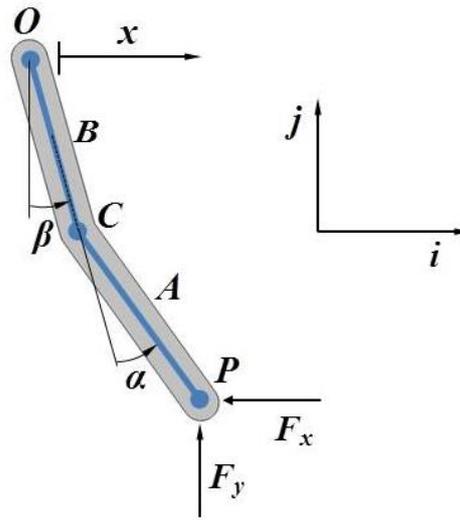
As equações das restrições cinemáticas (Equação 6), foram formuladas considerando o escorregamento nulo das rodas em relação ao piso (Equação 2):

$$C = \begin{bmatrix} B \operatorname{sen}\beta + A \operatorname{sen}(\beta + \alpha) - h + R_1 \cos\left(\frac{x}{R_2}\right) \\ B \operatorname{cos}\beta + A \operatorname{cos}(\beta + \alpha) - v + R_1 \operatorname{sen}\left(\frac{x}{R_2}\right) \end{bmatrix} = 0. \quad (6)$$

4.2 DESACOPLAMENTO DAS EQUAÇÕES DE MOVIMENTO

Com as medições das forças F_x e F_y de contato da mão com o aro de propulsão e com os dados de movimento (movimento do ombro, do braço e do antebraço) prescritos, para a dinâmica inversa é possível desacoplar as equações de movimento. Assim, apenas a segunda e terceira equações que descrevem o movimento do braço e do antebraço, serão utilizadas daqui para frente. A figura 15 mostra a nova representação do modelo:

Figura 15 - Representação do modelo desacoplado



Fonte: Autor

Agora o modelo se resume a um sistema composto por dois corpos rígidos representando o braço de comprimento B (segmento \overline{OC}) e o antebraço de comprimento A (segmento \overline{CP}), com movimentos prescritos pelos ângulos β e α , respectivamente, e pelo deslocamento x do ombro. As forças F_x e F_y são aplicadas no ponto de contato entre a mão e o aro de propulsão. As equações de movimento continuam sendo representadas na forma matricial, porém apenas com duas equações, referentes ao movimento do braço e antebraço (equação 7). As posições de Q na equação 5 referentes a estas duas equações são nulas, portanto, o último termo da equação 5 não aparece na equação 7.

$$\bar{M} \ddot{q} + \bar{k}(\dot{q}, q) = \bar{k}_g(q) + \bar{G}(q) \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} + \bar{H}(q) \begin{bmatrix} \tau_O \\ \tau_C \end{bmatrix} \quad (7)$$

onde:

$$\bar{M} = \begin{bmatrix} M_{2,1} & M_{2,2} & M_{2,3} \\ M_{3,1} & M_{3,2} & M_{3,3} \end{bmatrix}, \quad (8)$$

$$\bar{k} = \begin{bmatrix} k_{2,1} \\ k_{3,1} \end{bmatrix}, \quad (9)$$

$$\bar{k}_g = \begin{bmatrix} k_{g_{2,1}} \\ k_{g_{3,1}} \end{bmatrix}, \quad (10)$$

$$\bar{G} = \begin{bmatrix} G_{2,1} & G_{2,2} \\ G_{3,1} & G_{3,2} \end{bmatrix}, \quad (11)$$

$$\bar{H} = \begin{bmatrix} H_{2,1} & H_{2,2} \\ H_{3,1} & H_{3,2} \end{bmatrix}. \quad (12)$$

4.3 DINÂMICA INVERSA

Os momentos τ_o e τ_c referentes ao ombro e cotovelo, respectivamente, são calculados por dinâmica inversa com as informações de forças de contato (F_x e F_y) e da cinemática do movimento (q , \dot{q} e \ddot{q}) utilizando as equações de movimento como:

$$\begin{bmatrix} \tau_o \\ \tau_c \end{bmatrix} = \bar{H}(q)^{-1} (\bar{M} \ddot{q} + \bar{k}(\dot{q}, q) - \bar{k}_g(q) - \bar{G}(q) \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix}). \quad (13)$$

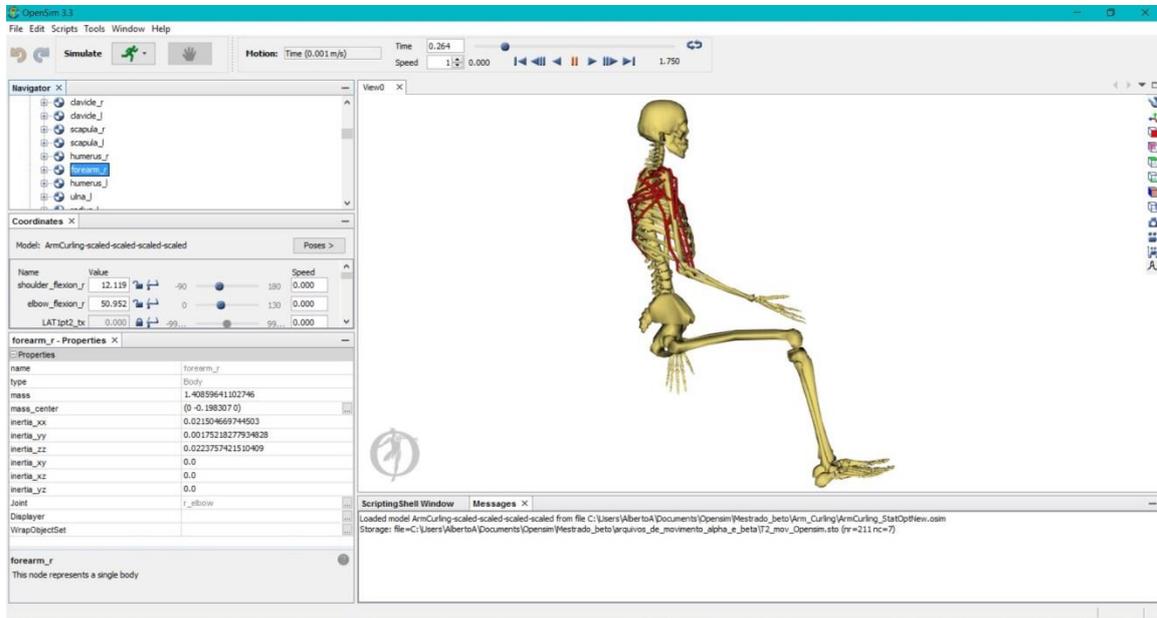
4.4 MODELO DO SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO DOS MEMBROS SUPERIORES

A plataforma aberta de simulação computacional em Biomecânica OpenSim, permite o desenvolvimento de modelos músculo-esqueléticos e a realização de simulações dinâmicas de uma grande variedade de movimentos (DELP *et al.*, 2007). Neste trabalho, o modelo musculoesquelético utilizado no OpenSim foi o ArmCurling_StatOpt.osim (Figura 16) desenvolvido por Holzbaur *et al.* (2005). Esse modelo é baseado no modelo 3DGaitModel2354.osim (DELP *et al.*, 2007) e no modelo de Stanford VA do membro superior Model.osim (HOLZBAUR *et al.* 2005). Nesse modelo, para compatibilização com o modelo do Matlab, foram desconsiderados os movimentos do punho, da escápula e da cravícula, e as articulações do ombro e do cotovelo foram consideradas como juntas de revolução, agindo apenas no plano sagital.

Com base nos valores de massa corporal e estatura do voluntário da pesquisa, o modelo foi escalonado para uma estatura de 1,69 m e massa corporal de 69,5 kg. Esses

valores podem ser inseridos no modelo do OpenSim através da ferramenta *Scale Model* no menu *Tools* do programa.

Figura 16 - Modelo “ArmCurling_StatOpt.osim” – Interface gráfica do programa OpenSim.



Fonte: Programa OpenSim 3.2, (www.simtk.org)

Para que o movimento do braço e do antebraço do modelo sejam prescritos, é necessário um arquivo contendo os ângulos do braço e do cotovelo ao longo do tempo. Esses dados foram obtidos a partir da aquisição da cinemática dos membros superiores e da cadeira em experimentos realizados com o voluntário.

As informações necessárias para as simulações, como os braços de momento no ombro e no cotovelo e as forças isométricas máximas de cada músculo, e foram exportadas utilizando ferramentas internas do programa.

Com as informações fornecidas pelo programa OpenSim, um fator de modulação k_i (Equação 11) que engloba as relações força-velocidade, força-comprimento e o efeito do ângulo de penação pode ser gerado para cada músculo ao longo do ciclo a partir do modelo de músculo do tipo Hill adaptado de Schutte *et al.* (1993) implementado no modelo.

Neste modelo, a força no tendão de um músculo i pode ser expressa por

$$Ft_i = a_i \underbrace{fl_i fv_i \cos(\theta_i)}_{k_i} Fiso_i = a_i k_i Fiso_i, \quad (14)$$

onde a_i é a ativação do musculo, fl_i a relação força-comprimento, fv_i a relação força-velocidade, $\cos(\theta_i)$ o efeito do ângulo de penação do músculo i e $Fiso_i$ a força isométrica máxima. É importante frisar que na equação 14 desconsidera-se o efeito do elemento passivo em paralelo às fibras musculares.

A partir da Equação 14, o fator de modulação k_i pode ser calculado por:

$$k_i = \frac{Ft_i}{a_i Fiso_i}. \quad (15)$$

Esta foi a maneira pela qual o fator k_i foi extraído do modelo implementado no OpenSim. Primeiramente, prescreveu-se o movimento do braço e resolveu-se um problema de otimização estática no OpenSim cujos resultados para Ft_i e a_i foram utilizados para o cálculo do fator k_i pela Eq. (15). Note que os valores de Ft_i e a_i obtidos no OpenSim não correspondem a valores realistas porque a simulação no OpenSim não considerou o deslocamento translacional da articulação do ombro (que ocorre com o deslocamento da cadeira de rodas) e as forças de contato com o aro. No entanto, os fatores k_i dependem apenas do movimento do braço e podem ser calculados a partir dos valores obtidos para uso posterior na otimização estática realizada no Matlab com o modelo completo.

A partir de ferramentas internas do programa OpenSim, é possível exportar os braços de momento de cada músculo que cruza as articulações do ombro e do cotovelo para cada posição angular e cada instante de tempo para os quais foi realizada a simulação.

Os momentos nas articulações dos ombros e cotovelos podem ser representados a partir das equações:

$$\tau_O = \sum_{i=1}^{21} d_{O,i} Ft_i, \quad (16)$$

$$\tau_C = \sum_{i=1}^{21} d_{C,i} Ft_i, \quad (17)$$

onde τ_O e τ_C são os momentos e $d_{O,i}$ e $d_{C,i}$ os braços de momento do músculo i em relação ao ombro e ao cotovelo, respectivamente. Lembrando que os momentos τ_O e τ_C são calculados por dinâmica inversa, assim como foi visto na seção 4.3.

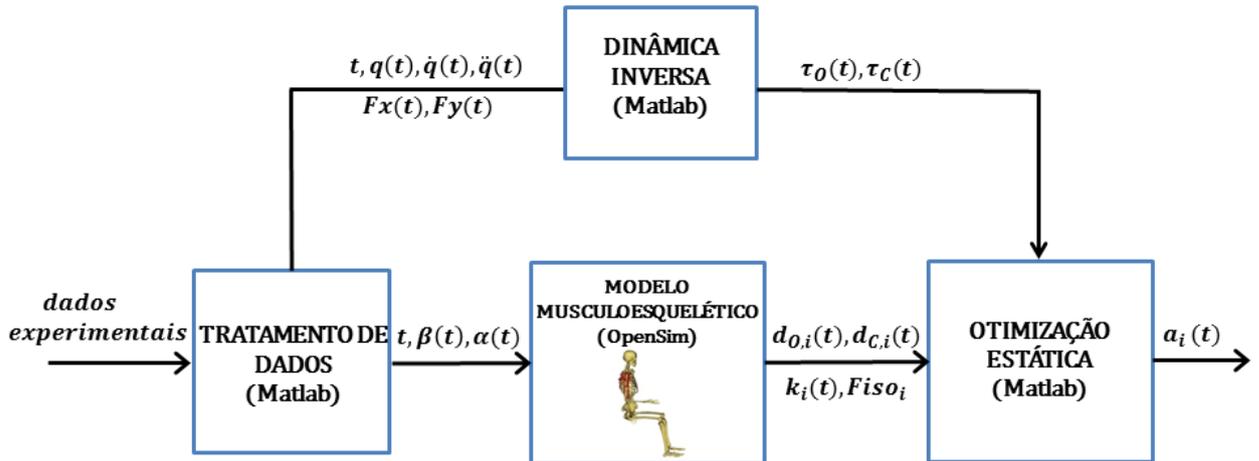
4.5 INTEGRAÇÃO ENTRE OS MODELOS

Para a realização das simulações da propulsão da cadeira de rodas, será necessária uma integração entre o modelo musculoesquelético do OpenSim e o modelo mecânico do sistema esquelético e da cadeira de rodas implementado em Matlab. A figura 17 apresenta as etapas para a determinação das ativações musculares a partir dos modelos e ilustra como esta integração é implementada.

A partir do tratamento dos dados de cinemática dos membros superiores adquiridos experimentalmente, são calculadas as informações de posições, velocidades e acelerações ($t, q(t), \dot{q}(t)$ e $\ddot{q}(t)$). Os ângulos articulares $\alpha(t)$ e $\beta(t)$ são fornecidos ao programa OpenSim para descrever o movimento do braço e antebraço do modelo musculoesquelético. Com a ferramenta *Static Optimization* do OpenSim, é possível obter os dados de forças nos tendões F_{t_i} e ativações musculares a_i , os quais são utilizados para o cálculo do fator de modulação k_i para cada músculo i em cada posição considerada da mão sobre o aro de propulsão. Além dos fatores k_i , são também exportados do OpenSim os braços de momento e as forças isométricas máximas de cada músculo ao longo do movimento. Levando em conta que ambos os braços contribuem para a propulsão da cadeira de rodas, nas simulações em Matlab a força isométrica máxima é multiplicada por dois, assim como as propriedades inerciais do braço e do antebraço.

As informações de força de contato F_x e F_y também adquiridas experimentalmente, possibilitam o cálculo de τ_o e τ_c por dinâmica inversa no Matlab. Por fim as informações podem ser reunidas para a obtenção das ativações a_i de cada músculo por otimização estática no Matlab.

Figura 17 - Diagrama de blocos das etapas do tratamento de dados até a otimização estática.



Fonte: Autor

4.6 PROBLEMA DE INDETERMINAÇÃO NEUROMUSCULAR

Com as informações de braços de momento $d_{o,i}$ e $d_{c,i}$ relativos ao ombro e cotovelo para cada músculo i em cada configuração angular do braço, pode-se escrever os momentos τ_o e τ_c em função das ativações musculares na forma matricial como:

$$\begin{bmatrix} \tau_o \\ \tau_c \end{bmatrix} = D \begin{bmatrix} a_1 \\ \vdots \\ a_{21} \end{bmatrix}, \quad (18)$$

onde D é uma matriz de dimensão 2×21 que leva as ativações musculares $a_1 \dots a_{21}$ aos momentos nas articulações e contém as informações de forças isométricas máximas $Fiso_i$, os fatores de modulação k_i e os braços de momento do ombro e cotovelo $d_{o,i}$ e $d_{c,i}$ para os 21 músculos do modelo:

$$\begin{bmatrix} \tau_o \\ \tau_c \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} d_{o,1} k_1 Fiso_1 & \dots & d_{o,21} k_{21} Fiso_{21} \\ d_{c,1} k_1 Fiso_1 & \dots & d_{c,21} k_{21} Fiso_{21} \end{bmatrix}}_D \begin{bmatrix} a_1 \\ \vdots \\ a_{21} \end{bmatrix}. \quad (19)$$

Para os momentos articulares calculados por dinâmica inversa anteriormente, como explicado na seção 4.3, a Equação (19) representa um conjunto de duas equações algébricas com 21 incógnitas (ativações musculares $a_1 \dots a_{21}$), o que torna o problema indeterminado e tem infinitas soluções. Para casos como esse, é frequente assumir que os seres humanos e animais tendam a minimizar o custo energético durante uma atividade física (Bertram, 2005).

Assumindo que o cadeirante executará a propulsão da cadeira de rodas de forma a maximizar o desempenho e minimizar o esforço, pode-se usar uma abordagem amplamente utilizada na literatura denominada otimização estática (Erdemir *et al.*, 2007). De acordo com esta abordagem, em cada instante de tempo considerado, as ativação e forças musculares são encontrados pela resolução de um problema de otimização em que as restrições do problema são dadas pelas equações de movimento para um movimento medido de forma a minimizar uma função custo que quantifica o desempenho associado à atividade em questão. A função custo para quantificar esforço muscular comumente encontrada na literatura (van der Helm *et al.*, 1994 e Happee *et al.*, 1994) é a soma quadrática das ativações musculares:

$$J = \sum_{i=1}^{21} a_i^2. \quad (20)$$

Ao problema de otimização, são ainda adicionadas restrições fisiológica que garantem ativações dos 21 músculos limitadas por 0 e 1.

4.7 CONTRIBUIÇÃO DAS FORÇAS INERCIAIS, GRAVITACIONAIS E ATIVAS À FORÇA NO ARO DE PROPULSÃO

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

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

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

$$\bar{M}\ddot{q} + \bar{k}(q, \dot{q}) = \bar{G}(q) \begin{bmatrix} F_{x,i} \\ F_{y,i} \end{bmatrix}, \quad (22)$$

$$0 = \bar{k}_g(q) + \bar{G}(q) \begin{bmatrix} F_{x,g} \\ F_{y,g} \end{bmatrix}, \quad (23)$$

$$0 = \bar{G}(q) \begin{bmatrix} F_{x,a} \\ F_{y,a} \end{bmatrix} + \bar{H}(q)D \begin{bmatrix} a_1 \\ \vdots \\ a_{21} \end{bmatrix}, \quad (24)$$

de tal forma que a soma das três equações resulta na equação de movimento (Equação 21) para

$$\begin{bmatrix} F_X \\ F_Y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_{x,i} \\ F_{y,i} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} F_{x,g} \\ F_{y,g} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} F_{x,a} \\ F_{y,a} \end{bmatrix}. \quad (25)$$

4.7.1 Contribuição das forças inerciais

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

$$\begin{bmatrix} F_{x,i} \\ F_{y,i} \end{bmatrix} = \bar{G}(q)^{-1}(\bar{M}\ddot{q} + \bar{k}(q, \dot{q})), \quad (26)$$

4.7.2 Contribuição das forças gravitacionais

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

$$\begin{bmatrix} F_{x,g} \\ F_{y,g} \end{bmatrix} = \bar{G}(q)^{-1}(-\bar{k}_g(q)). \quad (27)$$

4.7.3 Contribuição das forças ativas

Considerando os valores das ativações musculares ($a_1...a_{21}$) estimados pela aplicação da abordagem ilustrada na figura 17, os termos inerciais nulos ($\bar{M}\ddot{q} + \bar{k}(q, \dot{q}) = 0$) e as forças gravitacionais nulas ($\bar{k}_g(q) = 0$), estima-se a contribuição isolada das forças musculares ativas à força no aro de propulsão, $F_{x,a}$ e $F_{y,a}$, através da solução do seguinte sistema de equações:

$$\begin{bmatrix} F_{x,a} \\ F_{y,a} \end{bmatrix} = \bar{G}(q)^{-1}(-\bar{H}(q)D \begin{bmatrix} a_1 \\ \vdots \\ a_{21} \end{bmatrix}). \quad (28)$$

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

4.8 CONTRIBUIÇÃO DAS FORÇAS INERCIAIS, GRAVITACIONAIS E NO ARO AOS MOMENTOS ARTICULARES

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

$$\begin{bmatrix} \tau_o \\ \tau_c \end{bmatrix} = \bar{H}(q)^{-1}(\bar{M}\ddot{q} + \bar{k}(\dot{q}, q) - \bar{k}_g(q) - \bar{G}(q) \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix}). \quad (29)$$

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

$$\begin{bmatrix} \tau_{oi} \\ \tau_{ci} \end{bmatrix} = \bar{H}(q)^{-1}(\bar{M}\ddot{q} + \bar{k}(\dot{q}, q)). \quad (30)$$

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

$$\begin{bmatrix} \tau_{Og} \\ \tau_{Cg} \end{bmatrix} = \bar{H}(q)^{-1}(-\bar{k}_g(q)). \quad (31)$$

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

$$\begin{bmatrix} \tau_{Oc} \\ \tau_{Cc} \end{bmatrix} = \bar{H}(q)^{-1}(-\bar{G}(q) \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix}). \quad (32)$$

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

$$\begin{bmatrix} \tau_O \\ \tau_C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tau_{O,i} \\ \tau_{C,i} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \tau_{O,g} \\ \tau_{C,g} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \tau_{O,c} \\ \tau_{C,c} \end{bmatrix}. \quad (33)$$

5 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

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

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

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

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

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

Para a realização dos experimentos deste trabalho, foi adquirida uma cadeira de rodas manual convencional da marca Küschall do modelo Compact 2009 SB 400mm. Esse modelo suporta pessoas de até 100 kg e possui tamanhos usuais compatíveis com uma cadeira de rodas convencional. Possui largura total de 60 cm, largura do assento de 40 cm, diâmetro do pneu de 24 polegadas e aro de propulsão com diâmetro externo de 21 polegadas.

O ajuste da posição relativa entre o ombro O do voluntário e o eixo E da cadeira (Figura 14) foi de 0,66 m na vertical v e -0,07 m na horizontal h .

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

Em todos os testes realizados nesse trabalho, foram coletados dados de forças de contato entre a mão do voluntário e o aro de propulsão por meio do sistema SmartWheel. Os dados de cinemática dos membros superiores e da cadeira no plano sagital, foram medidos por

meio de uma câmera digital BASLER modelo scA640-120gc com 120 fps (frames por segundo).

Para a quantificação da cinemática, foram colocadas marcas reflexivas esféricas com diâmetro de 25 mm sobre pontos anatômicos específicos no voluntário e na roda da cadeira. Um total de 6 marcas foram colocadas nos membros superiores do lado esquerdo do voluntário e na roda esquerda da cadeira, uma vez que o deslocamento aconteceu (na vista frontal) da direita para a esquerda (Figura 18). As marcas nos membros superiores foram colocadas na parte superior do acrômio, no músculo deltoide lateral para identificação do centro de rotação da articulação glenoumeral quando o braço está alinhado com o tronco, no epicôndilo lateral (articulação do cotovelo) e na mão, localizada sobre a terceira articulação metacarpo-falangiana (BONINGER *et al.*, 1997), que identifica o ponto de contato entre a mão e o aro de propulsão. Uma marca também foi colocada no eixo da roda e outra localizada no raio da roda a aproximadamente 12 centímetros da marca do eixo. Esta marca serve para identificação da posição angular da roda (Figura 18).

Figura 18 - Localização das marcas reflexivas para quantificação da cinemática.



Fonte: Autor

Posteriormente, os vídeos foram digitalizados com o objetivo de se obter as coordenadas das marcas utilizando o software aberto SkillSpector (video4coach.com/). O software SkillSpector é um software gratuito que pode ser utilizado na biomecânica para análise cinemática bidimensional ou tridimensional.

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

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

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

5.1 TRATAMENTO DOS DADOS

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

Todos os dados foram tratados e filtrados utilizando o software Matlab.

6 RESULTADOS

São apresentados inicialmente nessa seção, os dados de entrada do modelo como a cinemática e forças de contato entre a mão e o aro de propulsão, que foram coletados e tratados conforme descrito anteriormente. Em seguida, são apresentados os resultados dos momentos articulares totais no ombro e no cotovelo obtidos por meio da dinâmica inversa e as contribuições individuais ao momento articular dos principais músculos que atuam nas articulações do ombro e do cotovelo, obtidos por otimização estática. Também são apresentados alguns resultados referentes às propriedades intrínsecas que compõe o fator de modulação k_i .

Em seguida, são expostos os resultados referentes às contribuições isoladas das forças inerciais, gravitacionais e de ativação muscular à força no aro, e também as contribuições isoladas das forças inerciais, gravitacionais e de contato com o aro de propulsão aos momentos articulares no ombro e no cotovelo.

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

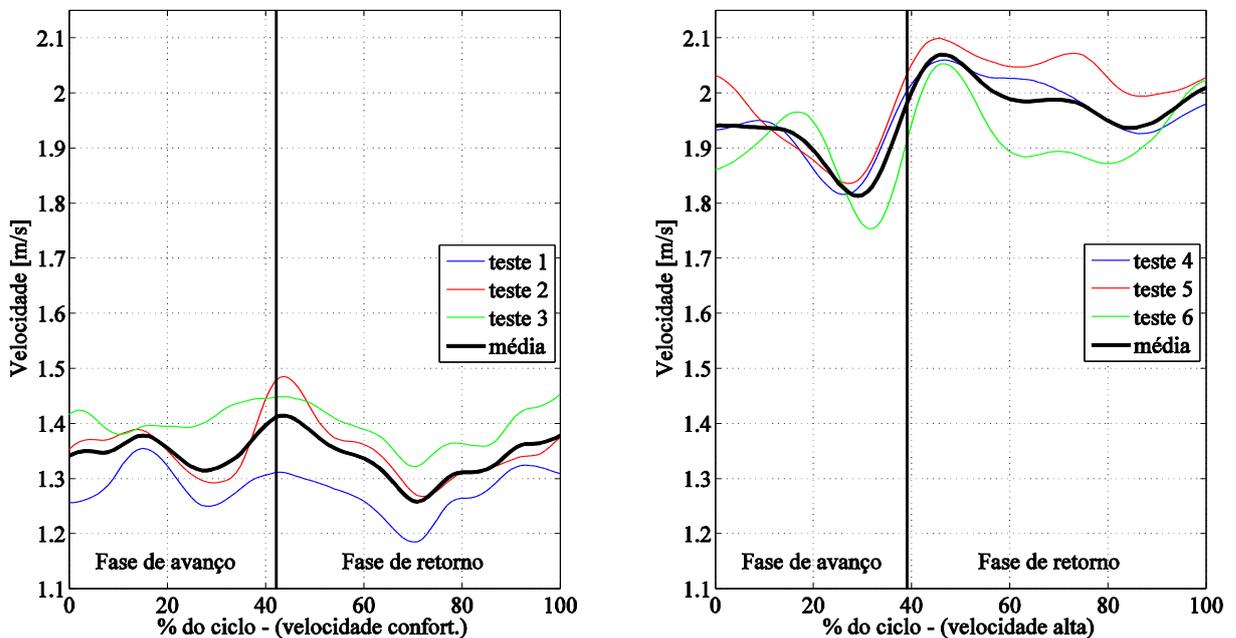
Os dados de velocidades médias obtidas a partir do deslocamento x da marca posicionada no acrômio do voluntário para os 6 testes realizados (3 em velocidade confortável e 3 em velocidade alta) são apresentados na tabela 2. São mostradas também nessa tabela, a cadência de propulsão (ciclos de propulsão por segundo) e a porcentagem de duração da fase de contato da mão com o aro para cada ciclo analisado. As médias e os desvios padrão foram calculados para os três testes em velocidade confortável (testes 1, 2 e 3) e para os três testes em velocidade alta (testes 4, 5 e 6). A figura 19 mostra os gráficos das curvas de velocidade confortável (à esquerda) e alta (à direita) para cada teste e as curvas médias para cada velocidade.

Tabela 2 – Dados experimentais.

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

Fonte: Autor

Figura 19 - Velocidade horizontal da marca no acrômio.

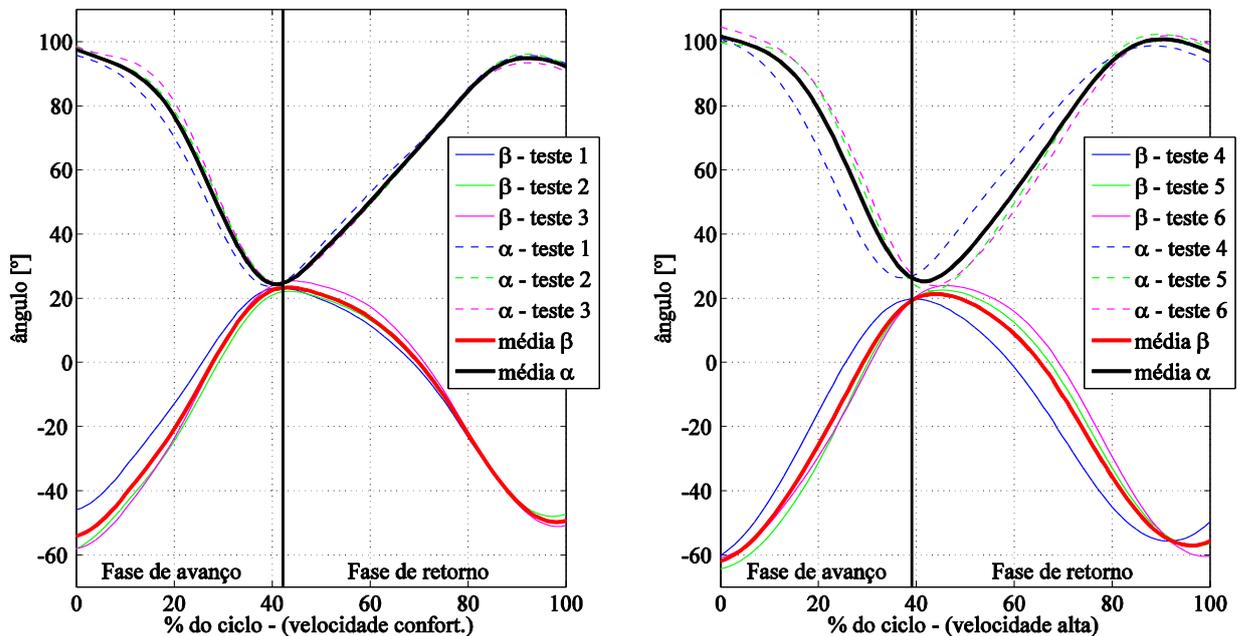


Fonte: Autor

A curva média para os testes em velocidade confortável (à esquerda) descreve uma variação de aproximadamente 0,15 m/s durante o ciclo de propulsão, alcançando a maior velocidade (1,4 m/s) no início da fase de retorno (44% do ciclo) e a menor velocidade (1,26 m/s) na metade da fase de retorno em 71% do ciclo. O gráfico à direita mostra a curva média da velocidade alta. A variação da velocidade para esta curva é de pouco mais de 0,25 m/s, com uma maior velocidade em 46% do ciclo, também no início da fase de retorno. Na fase de avanço, em 39% do ciclo, ocorre a menor velocidade do ciclo (1,8 m/s).

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

Figura 20 - Ângulos β e α durante o ciclo de propulsão.



Fonte: Autor

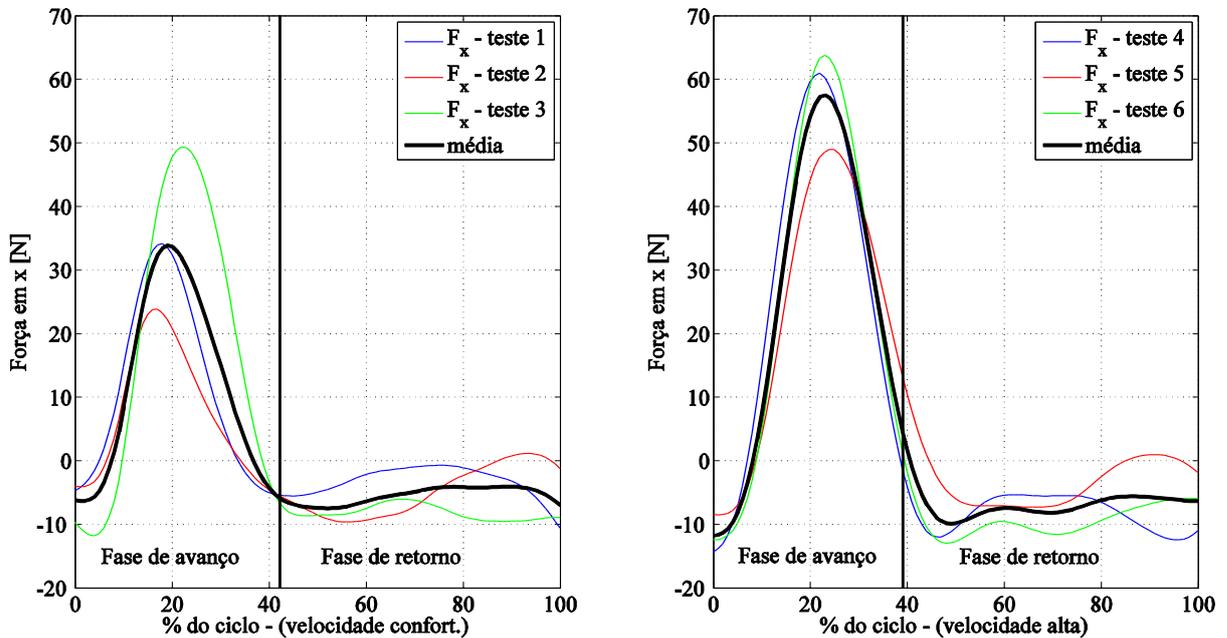
Para a velocidade confortável, a articulação do ombro apresenta uma extensão máxima média de -54° no início da fase de avanço e uma flexão ao final dessa fase de 23° . A partir do início da fase de retorno, ocorre a extensão do ombro até o próximo contato com o aro. A articulação do cotovelo está flexionada no início da fase de avanço a um ângulo de 97° , e estende-se até atingir 24° no final desta fase. A flexão do cotovelo ocorre a partir do início da fase de retorno, chegando a 94° em 95% do ciclo de propulsão.

Na velocidade alta, o comportamento é análogo à velocidade confortável, porém as articulações do ombro e do cotovelo apresentam valores maiores de flexão e extensão, chegando a -61° para a extensão do ombro e 101° para a flexão do cotovelo no início do ciclo de propulsão. No início da fase de retorno, o ombro está flexionado a um ângulo de 21° e o cotovelo estendido em 25° .

As forças de contato F_x e F_y com o aro de propulsão para as velocidades confortável e alta medidas a partir da roda instrumentada SmartWheel são mostradas nos gráficos das

figuras 21 (força em x) e 22 (força em y). Os testes em velocidade confortável estão no gráfico da esquerda, e os em velocidade alta no gráfico da direita.

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

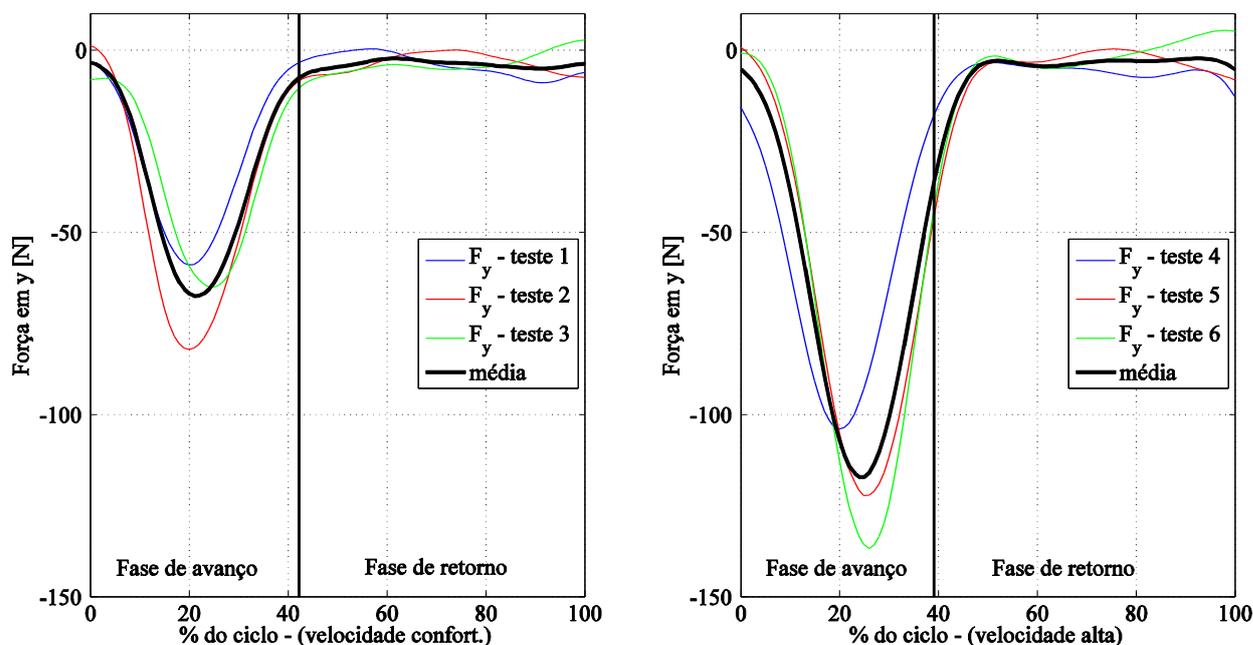


Fonte: Autor

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

Na figura 22, os valores negativos de força na direção x aplicadas no aro de propulsão podem ser atribuídos ao contato inicial da mão do voluntário com o aro, que gera forças contrárias ao movimento. O mesmo acontece no fim do ciclo de propulsão, pois a mão pode continuar em contato deslizante com o aro após o instante identificado nos vídeos como transição entre as fases de avanço e retorno.

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



Fonte: Autor

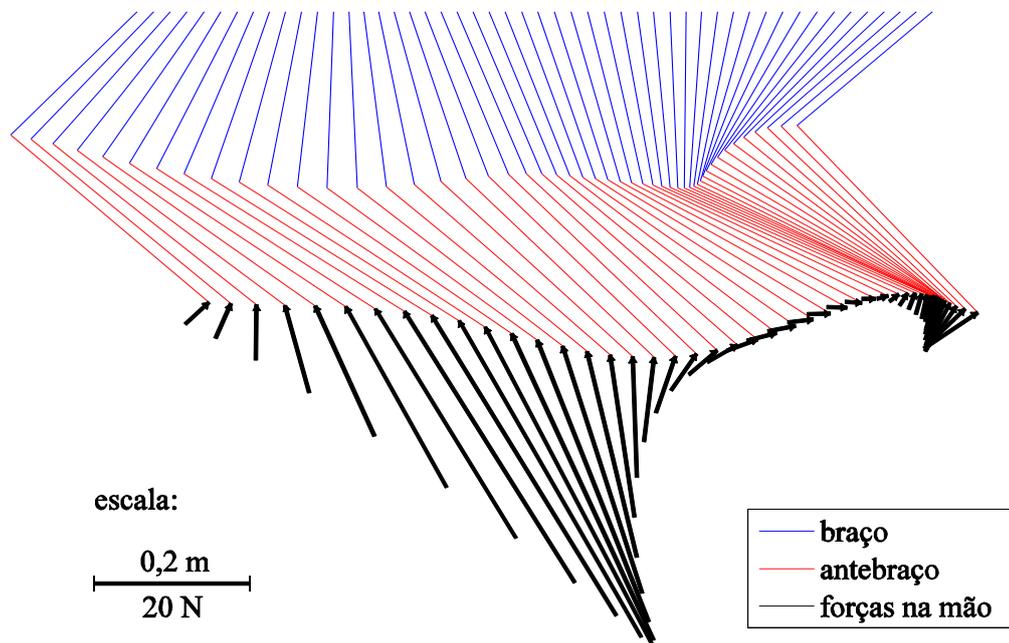
Na direção y , a curva média das forças de contato no aro em velocidade confortável tem seu valor máximo de -67 N em 22% do ciclo na fase de avanço. Assim como acontece com a força na direção x , a curva média de força de contato em y mostra amplitudes maiores para a velocidade alta, com valor máximo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

Observa-se que existe uma continuidade de valores negativos para essas forças no aro de propulsão durante a fase de retorno, tanto em x quanto em y (Figuras 21 e 22). Nas extremidades da fase de retorno estas forças medidas pelo sistema SmartWheel podem ser atribuídas ao contato deslizante que pode ainda haver entre as mãos e os aros, já que o limite entre as fases foi identificado visualmente a partir dos vídeos dos testes. No entanto, os valores negativos na região mais central da fase de retorno certamente não podem ser atribuídos ao contato das mãos e são, provavelmente, devidos a erros de medição do sistema SmartWheel. Esses valores medidos na fase de retorno foram mantidos nos resultados e utilizados nos cálculos e seus efeitos sobre os momentos articulares na fase de retorno analisados.

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

escala de 0,01 m/N) da força no aro, são representados pelas setas de cor preta como forças de reação aplicadas na mão do voluntário.

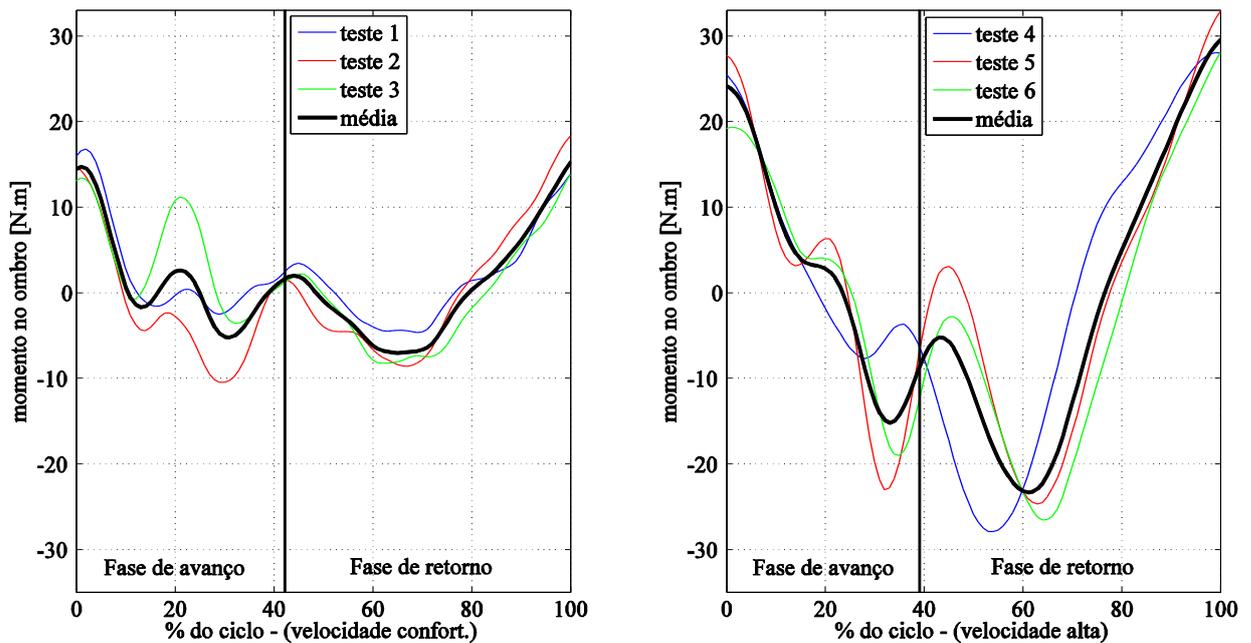
Figura 23 - Figura representativa do padrão de propulsão e da força na mão para o teste 1 (velocidade confortável).



Fonte: Autor

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

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



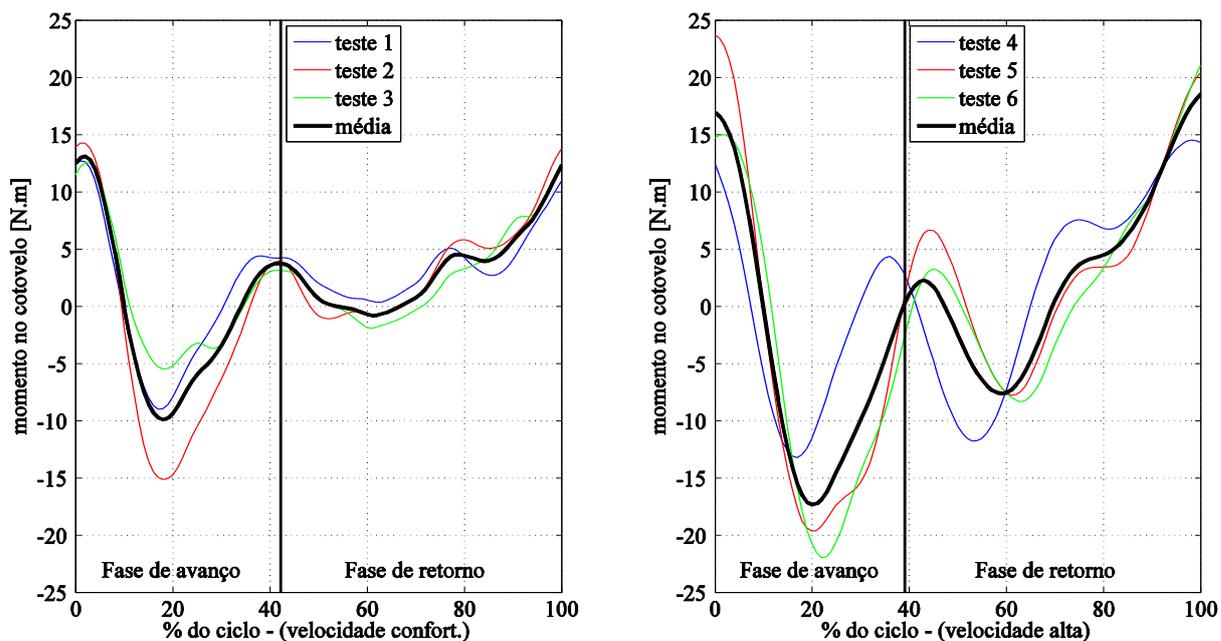
Fonte: Autor

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

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

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

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



Fonte: Autor

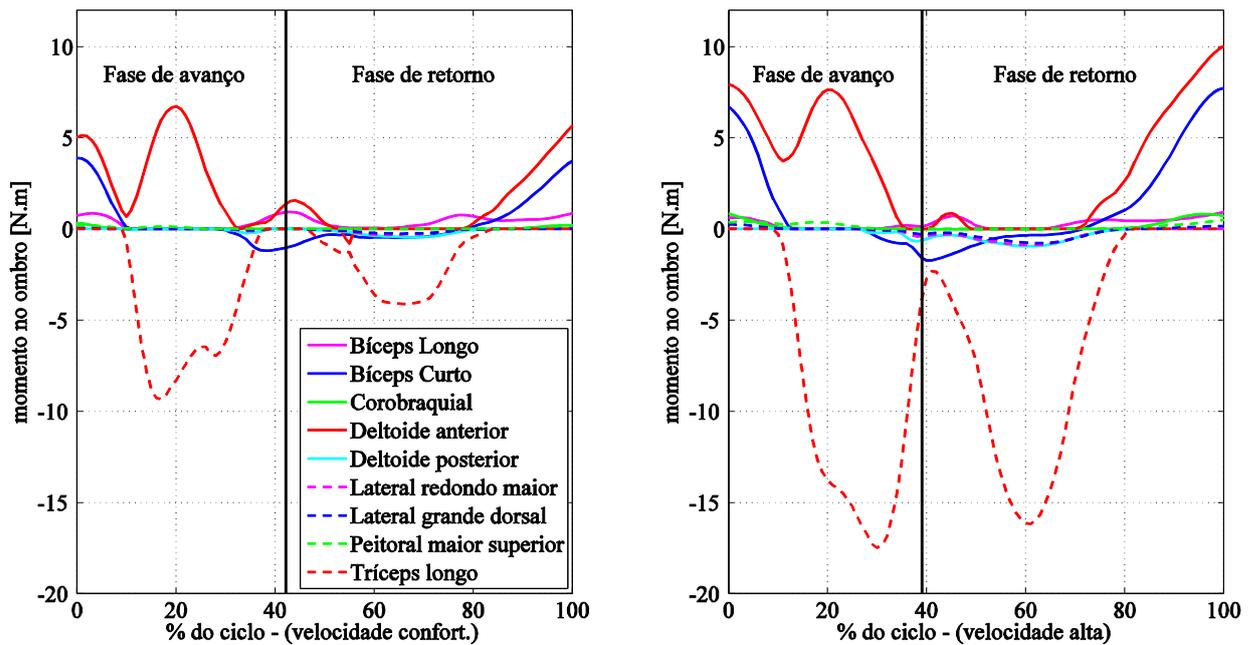
Nos gráficos da figura 25, na fase de avanço em que o cotovelo sofre extensão (figura 20), os valores positivos das curvas médias dos momentos na articulação do cotovelo descrevem ação excêntrica e os valores negativos representam ação concêntrica. Na fase de retorno, em que o cotovelo sofre predominantemente flexão (figura 21), valores negativos descrevem uma ação excêntrica e os valores positivos representam ação concêntrica, exceto no final da fase de retorno (90 - 100%), em que há inversão da velocidade angular do cotovelo (extensão) e, portanto, a ação passa a ser excêntrica.

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

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

Com as informações de ativação muscular para cada um dos 21 músculos do modelo obtidos por otimização estática, foi possível calcular os momentos individuais dos músculos no ombro e no cotovelo. A figura 26 ilustra a contribuição ao momento articular dos principais músculos envolvidos no movimento de flexão e extensão do ombro (Tabela 1) e a figura 27, a contribuição dos principais músculos (Tabela 1) ao momento no cotovelo.

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

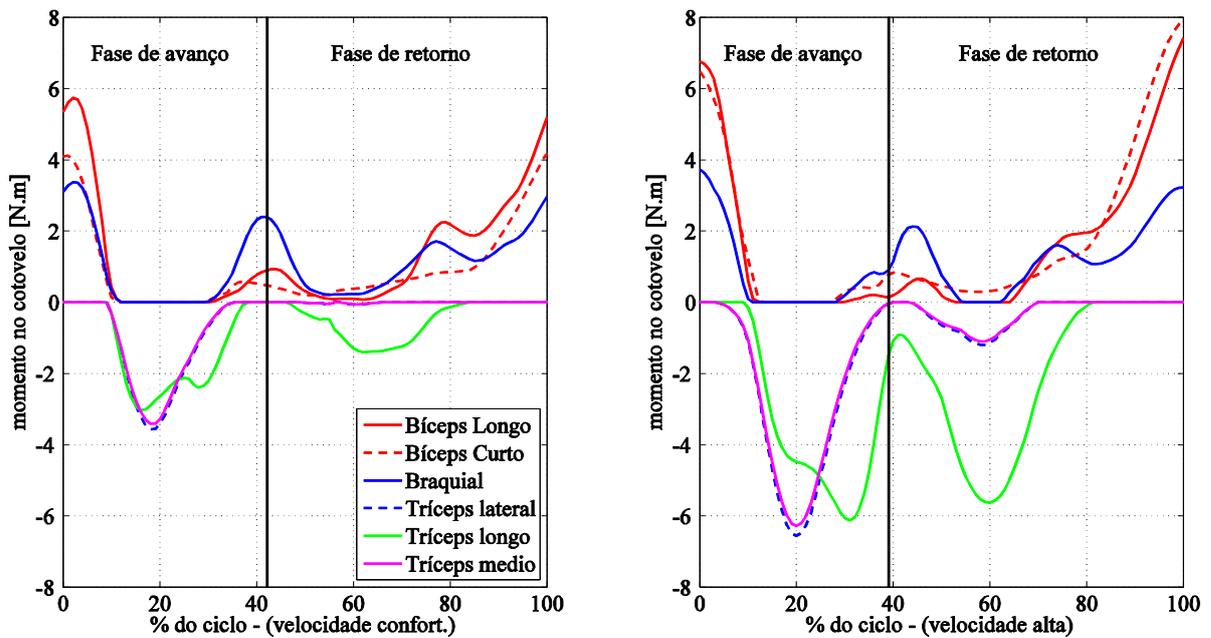


Fonte: Autor

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

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

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

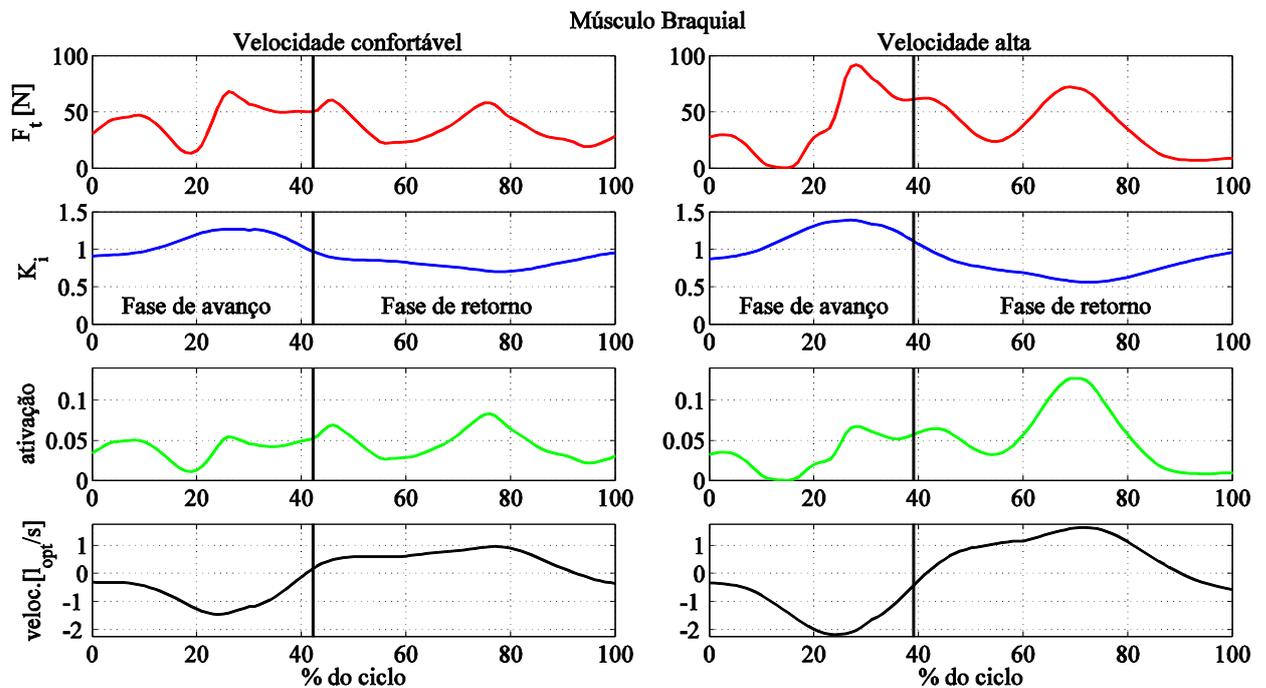


Fonte: Autor

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

A influência das propriedades intrínsecas dos músculos, descritas anteriormente na seção 3.1.2 (figuras 6 e 7) e representadas pela equação 14, é ilustrada na figura 28. A força no tendão, o fator de modulação k_i , a ativação muscular e a velocidade do comprimento ótimo para o músculo braquial (flexor do cotovelo) mostram o efeito modulador das propriedades intrínsecas incorporadas no fator k_i .

Figura 28 – Força no tendão, fator k_i , ativação muscular e velocidade de contração muscular, para o músculo braquial, para velocidade confortável (à esquerda) e velocidade alta (à direita).



Fonte: Autor

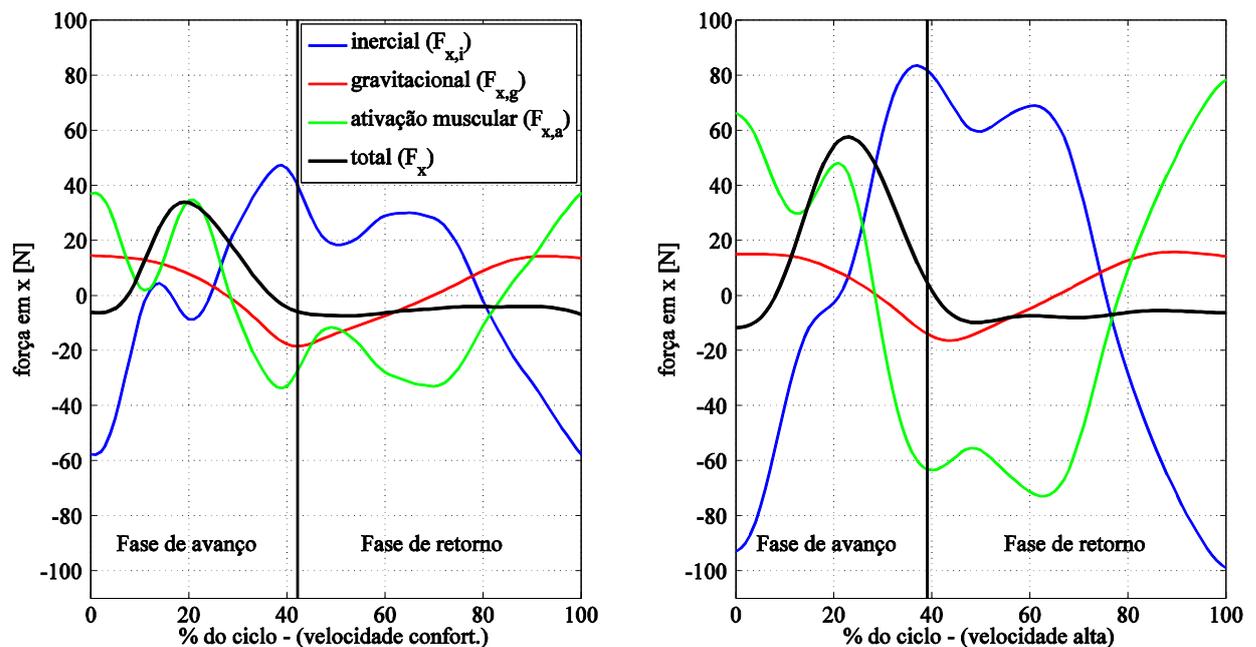
Os dados coletados em velocidade confortável mostram que na fase de avanço a partir de 11% do ciclo de propulsão, a velocidade do músculo (curva preta) mostra valores negativos (alongamento do músculo) e o gráfico de k_i (curva azul) valores maiores que 1, como decorrência de o músculo braquial estar em ação excêntrica, ou seja, aumentando seu comprimento. Já na fase de retorno a curva de velocidade do músculo tem valores positivos (encurtamento) até 92% do ciclo e a curva de k_i valores menores que 1. Nesta fase do ciclo, o músculo braquial está em ação concêntrica. As magnitudes de força no tendão (curva vermelha) estão diretamente relacionadas com os níveis de ativação muscular (curva verde) e com o fator de modulação k_i (equação 14).

Observa-se na comparação entre os gráficos de dados obtidos em velocidades confortável e alta que, na fase de avanço (ação excêntrica do músculo braquial), os valores altos de velocidade do musculo (negativos) elevam o fator k_i e que, na fase de retorno, os valores altos de velocidade do musculo (positivos) reduzem o valor de k_i . Isto faz com que o pico de ativação deste músculo na fase de avanço (~30% do ciclo) sofra um aumento com a velocidade menor que aquele observado para as forças. Por outro lado, o efeito da maior velocidade sobre o fator k_i na fase de retorno, ocasiona um aumento no pico de ativação

(~70% do ciclo) maior que aquele observado para o pico da força muscular F_t , evidenciando novamente o efeito da relação força-velocidade em velocidades maiores de propulsão.

Serão agora apresentados os resultados das contribuições inerciais, gravitacionais e de ativação muscular à força de contato entre a mão e o aro de propulsão nas direções x e y . Os gráficos da figura 29 ilustram essas contribuições para a componente na direção x da força no aro. As contribuições à componente na direção y da força no aro são mostradas nos gráficos da figura 30.

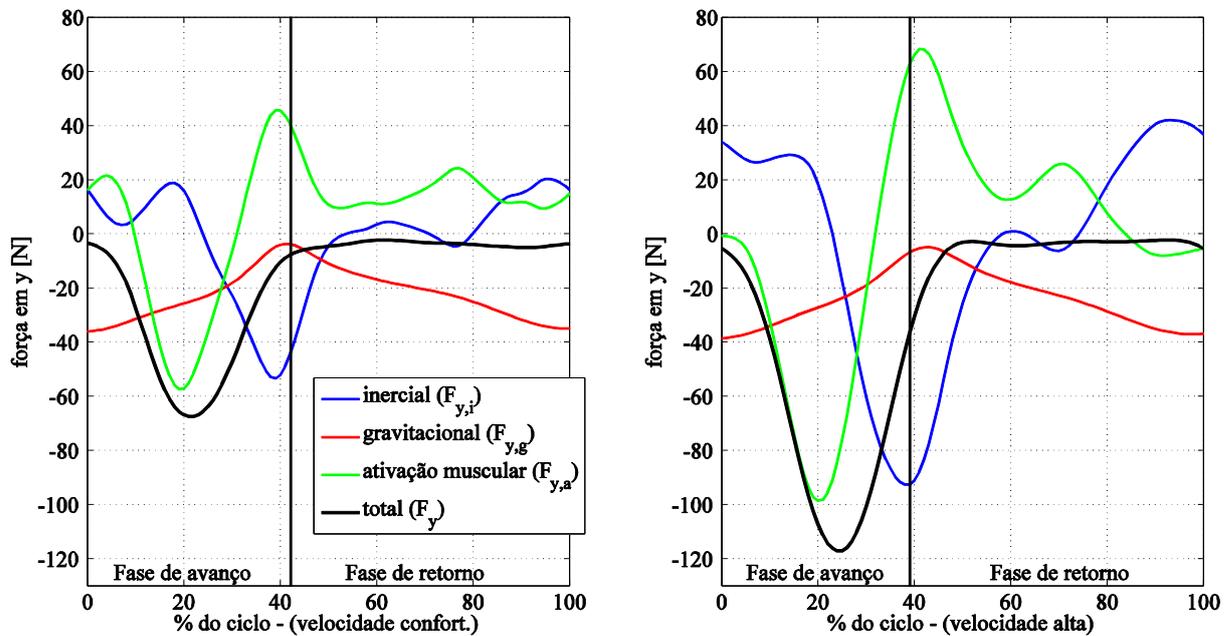
Figura 29 – Contribuições isoladas das forças inerciais, gravitacionais e de ativação muscular para a componente na direção x da força no aro, para velocidade confortável (à esquerda) e velocidade alta (à direita).



Fonte: Autor

Os gráficos mostram que entre a velocidade confortável e a velocidade alta, as magnitudes das curvas de contribuições das forças inerciais e das forças de ativação muscular praticamente dobraram. Para as forças gravitacionais, as curvas apresentam amplitudes bastante próximas para as duas velocidades já que o perfil do movimento não se alterou muito.

Figura 30 – Contribuições isoladas das forças inerciais, gravitacionais e de ativação muscular para a componente na direção y da força no aro, para velocidade confortável (à esquerda) e velocidade alta (à direita).

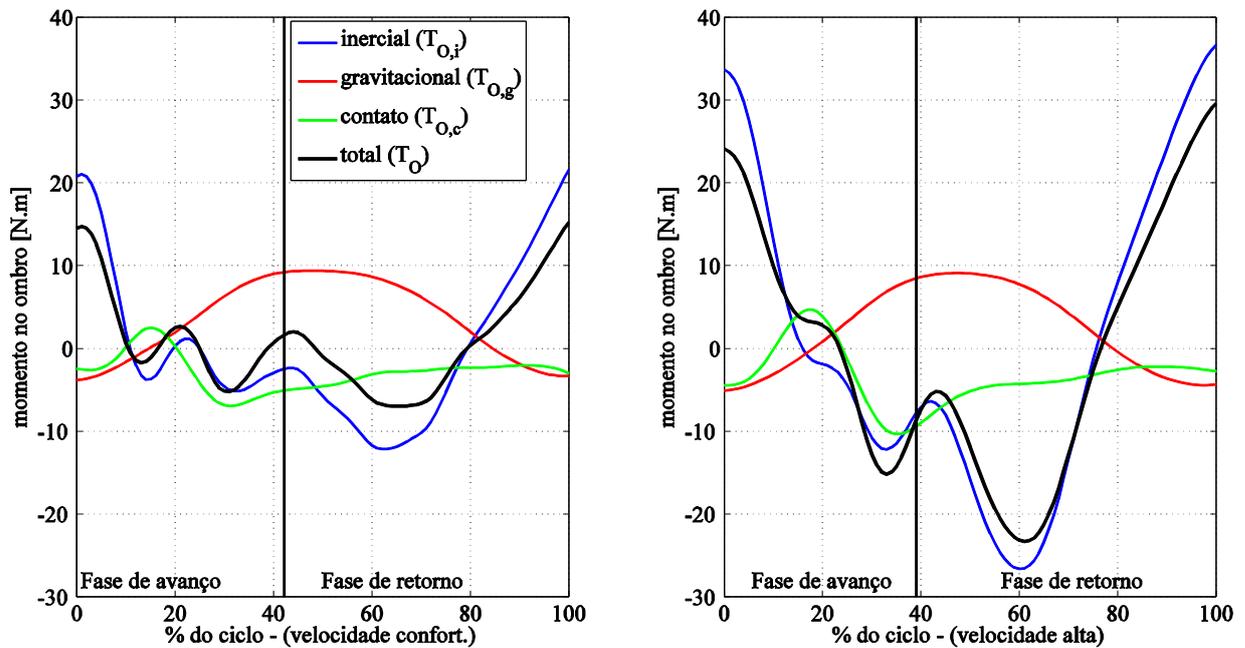


Fonte: Autor

Para as contribuições inerciais e de ativação muscular na direção y , os gráficos da figura 30 mostram que, assim como acontece na direção x , a velocidade influencia nas amplitudes com um aumento significativo aproximado nos picos das curvas. A contribuição das forças gravitacionais para a componente na direção y da força no aro, assim como na direção x , não apresenta uma variação significativa com o aumento na velocidade.

Também é possível calcular as contribuições das forças inerciais, gravitacionais e de contato com o aro aos momentos articulares. As figuras 31 e 32 mostram os gráficos dessas contribuições nas articulações do ombro e cotovelo, respectivamente.

Figura 31 – Contribuições isoladas das forças inerciais, gravitacionais e de contato aos momentos articulares no ombro, para velocidade confortável (à esquerda) e velocidade alta (à direita).

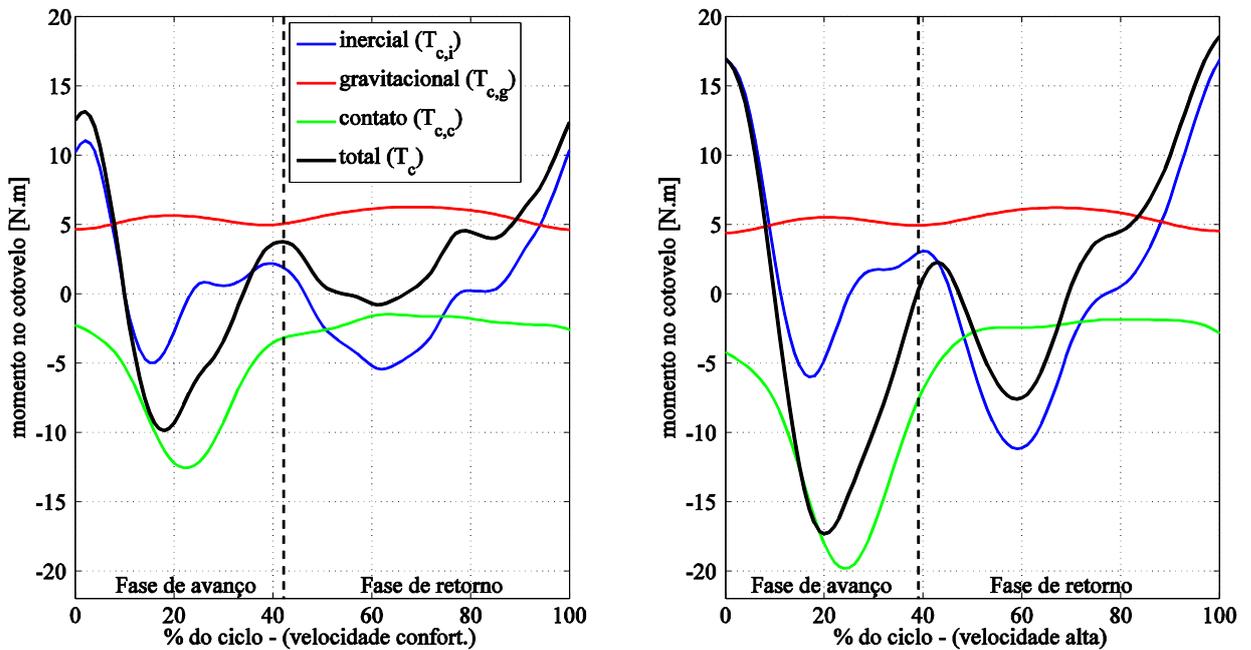


Fonte: Autor

A contribuição das forças inerciais é determinante do momento total no ombro ao longo de todo o ciclo para ambas as velocidades e é preponderante na fase de retorno, particularmente na velocidade mais alta de locomoção.

O efeito das forças gravitacionais é anti-cíclico em relação ao momento total, o que contribui para uma diminuição do momento necessário durante todo o ciclo de propulsão. A contribuição das forças gravitacionais varia pouco com a velocidade porque os perfis de movimento são semelhantes para as velocidades aqui analisadas (Figura 20). Por sua vez, a contribuição da força no aro para o momento no ombro durante a fase de avanço é relativamente discreta apesar das elevadas forças no aro porque a linha de ação da força de contato no aro passa nas proximidades da articulação do ombro, de forma que o momento da força de contato em relação ao ombro é reduzido. A contribuição das forças no aro durante a fase de retorno deve ser desconsiderada porque estas são decorrentes de erros de medida no sistema SmartWheel. Os padrões das curvas na figura 31 são semelhantes para as duas velocidades, com a diferença de que as magnitudes são significativamente maiores para a velocidade alta, exceto para a contribuição das forças gravitacionais, cujas amplitudes são semelhantes.

Figura 32 - Contribuições isoladas das forças inerciais, gravitacionais e de contato aos momentos articulares no cotovelo, para velocidade confortável (à esquerda) e velocidade alta (à direita).



Fonte: Autor

A inspeção da figura 32 mostra que a contribuição da força no aro é preponderante na fase de avanço enquanto a contribuição das forças inerciais é dominante na fase de retorno. Novamente, os padrões são semelhantes para as duas velocidades mas as magnitudes são significativamente maiores na velocidade alta, exceto para a contribuição das forças gravitacionais. Assim como para a articulação do ombro, a contribuição da força gravitacional ao momento articular no cotovelo é pouco influenciada pela velocidade, mantendo magnitudes semelhantes e aproximadamente constantes para as duas velocidades.

6.1 DISCUSSÃO

Como descrito anteriormente, os testes experimentais foram realizados para duas velocidades diferentes, sendo uma considerada confortável e outra considerada alta pelo próprio voluntário da pesquisa. Para cada teste realizado, foi possível obter apenas um ciclo completo de propulsão. Uma variabilidade considerável pode ser observada nas curvas dos gráficos de velocidade (Figura 19) entre os três testes e também nas curvas de forças F_x e F_y de contato (Figuras 21 e 22) tanto em velocidade confortável quanto em velocidade alta. Parte

desta variabilidade pode ser explicada pelo fato de o voluntário da pesquisa não ser usuário de cadeira de rodas e, portanto, não estar habituado a padrões de propulsão consistentes.

De acordo com os resultados apresentados na tabela 2, a curva média dos três experimentos para a velocidade confortável foi de 1,34 m/s, e para a velocidade alta 1,95 m/s. Esses valores estão próximos aos relatados por Boninger *et al.* (1997) para estas condições de propulsão de cadeira de rodas. Os resultados na tabela 2 também mostram que, com o aumento da velocidade, ocorreu um aumento na cadência de propulsão, causando o aumento da frequência de repetição dos esforços durante a propulsão da cadeira de rodas, os quais são responsáveis pelo desenvolvimento de dores nos ombros (van DRONGELEN *et al.*, 2005 e WESTERHOFF *et al.*, 2011). No entanto, é importante observar que o número de ciclos por unidade de distância percorrida é praticamente o mesmo para as duas velocidades, indicando que o número de repetições seria similar para a mesma distância percorrida em velocidades diferentes, porém a intensidade das forças e momentos envolvidos é claramente muito maior na locomoção a velocidades mais altas.

O desacoplamento das equações de movimento realizado nesse trabalho, com a consideração apenas das equações que descrevem a dinâmica dos membros superiores, foi possível devido à medição das forças de contato com a roda instrumentada SmartWheel. Com isso, foi possível desconsiderar a simplificação no modelo original de que o deslocamento do ombro é solidário à cadeira de rodas. Observou-se que, mesmo com a instrução de movimento mínimo no tronco, o voluntário acabou movimentando o tronco o que é evidenciado pelas diferenças entre os perfis de velocidade horizontal do acrômio e do eixo da roda.

As curvas médias das componentes de força F_x e F_y aplicadas no aro de propulsão (Figuras 22 e 23) mostram que os picos de forças na direção y são aproximadamente 100% maiores que os picos de forças na direção x . A força de contato no aro de propulsão, ilustradas no gráfico da figura 23 como forças de reação na mão do voluntário, é de fato verticalizada, indicando elevados valores de FEF (Fraction of Effective Force) o que é consistente com dados reportados na literatura (van der WOUDE *et al.*, 2001, GROOT *et al.*, 2002).

A curva característica para o momento total na articulação do ombro (Figura 24) é consistente com os resultados encontrados para a fase de avanço no estudo de Mercer *et al.* (2006). Os valores de pico dos momentos de extensão do cotovelo e flexão do ombro na fase de avanço, são condizentes com os resultados em Veeger *et al.* (2001). A comparação direta desses resultados com outros estudos é incerta, pois existem diferenças nas condições de velocidades, modelos, técnicas computacionais e equipamentos de laboratório (MERCER *et al.*, 2006).

No presente estudo, o momento total no ombro pode ser melhor compreendido a partir da análise da contribuição das forças inerciais ao momento total, ilustrada na figura 31. Nesta figura, pode-se observar a preponderância da contribuição das forças inerciais ao momento no ombro ao longo de todo o ciclo de propulsão, mesmo em velocidades mais baixas. As forças inerciais também contribuem de maneira significativa para os momentos totais na articulação do cotovelo (Figura 32), particularmente na fase de retorno. Esta observação desaconselha a utilização de modelos quase estáticos como aqueles utilizados em Leary *et al.* (2011) e indica a relevância da determinação acurada das propriedades antropométricas relacionadas às forças inerciais como massas e momentos de inércia dos segmentos do membro superior.

Assim como concluiu Ackermann *et al.* (2015), no presente estudo também foi observado que a contribuição das forças inerciais às forças no aro é superior à contribuição das forças gravitacionais, particularmente para a velocidade mais alta de locomoção (Figuras 29 e 30). O mesmo vale para as contribuições inercial e gravitacional aos momentos articulares (Figuras 31 e 32), com a contribuição das forças inerciais bem superior à contribuição das forças gravitacionais, principalmente na velocidade mais alta.

Os momentos articulares associados à força de contato no aro, por sua vez, são maiores em velocidade mais alta, comparados àqueles em velocidade mais baixa o que reflete as maiores acelerações da cadeira de rodas e, portanto, maiores forças tangenciais no aro.

Os momentos individuais dos músculos nas articulações do ombro e cotovelo nas figuras 26 e 27 mostram a complexidade da coordenação muscular durante o ciclo de propulsão. Exemplo disto é a co-ativação dos músculos antagonistas no ombro, tríceps longo e deltoide anterior na porção central da fase de avanço (figura 26). Isto ocorre pelo fato de o músculo tríceps longo ser um músculo biarticular e estar envolvido nesta fase na extensão do cotovelo gerando potência positiva para a propulsão do sistema. Esta ação no cotovelo acaba gerando um momento de extensão com conseqüente ação excêntrica no ombro maior do que o requerido, o que é compensado pela ativação do músculo deltóide anterior. No cotovelo, por outro lado, a co-contração de músculos antagonistas é bem mais discreta. O tríceps longo destaca-se como um dos músculos mais solicitados, com ação concêntrica no cotovelo na fase de avanço conjunta com os outros compartimentos do tríceps, enquanto aplicando momento negativo na articulação do ombro. O tríceps longo tem ainda ação importante na fase de retorno, com ação excêntrica no cotovelo, para evitar sua flexão exagerada, e concêntrica no ombro, para acelerar o braço para trás.

Algumas simplificações importantes foram feitas nesse trabalho. O fato de o modelo estar contido apenas no plano sagital inviabiliza a análise de músculos que atuam em outras

direções ou que tem função de estabilizar a articulação do ombro. A determinação do centro de rotação da articulação do ombro, que foi determinada pela marca do acrômio devido a tecidos deslizantes, pode gerar imprecisões no posicionamento correto da articulação do ombro.

Outro fato importante a ser destacado é que a análise feita nesse trabalho é baseada em apenas um sujeito não usuário de cadeira de rodas, o que caracteriza o trabalho como um estudo de caso. Os resultados obtidos podem não ser representativos para uma população.

7 CONCLUSÃO

Este trabalho propõe o estudo das contribuições das forças inerciais, gravitacionais e de ativação muscular e também das propriedades musculoesqueléticas na propulsão de cadeira de rodas manuais. Para isso, desenvolveu-se um modelo do sistema cadeira de rodas e usuário incorporado a um modelo do sistema musculoesquelético dos membros superiores disponibilizado na plataforma aberta de simulação em biomecânica OpenSim. Este modelo é utilizado para determinação de momentos articulares através da técnica de dinâmica inversa e das forças musculares através da técnica de otimização estática para dados de propulsão de cadeiras de rodas coletados no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (BMClab) da UFABC (liderado pelo Prof. Marcos Duarte) para um voluntário em duas velocidades de propulsão. Os dados foram coletados utilizando um sistema de cinemetria composto por uma câmera de vídeo e uma roda dinamométrica SmartWheel e tratados no Matlab.

O trabalho também apresenta e aplica um método para determinar as contribuições isoladas das forças inerciais, gravitacionais e musculares à força de contato entre as mãos e o aro de propulsão da cadeira de rodas e outro método para a determinação das contribuições inerciais, gravitacionais e das forças no aro para os momentos articulares no ombro e no cotovelo. Os resultados obtidos são analisados e a contribuição destas forças é quantificada para cada fase do ciclo de propulsão a partir dos dados coletados em laboratório para o voluntário.

Os resultados dos momentos nas articulações do ombro e do cotovelo mostraram que, em velocidades mais altas, a demanda de esforços musculares aumenta consideravelmente, principalmente na articulação do ombro, tanto na fase de avanço como na fase de retorno, devido ao efeito das forças inerciais. Esse aspecto pôde ser mais bem compreendido a partir do estudo realizado da contribuição isolada das forças inerciais, que revelou uma influência determinante no resultado do momento total.

Na articulação do cotovelo, a solicitação é maior durante a fase de avanço, dominada pela contribuição da força no aro ao momento. Na fase de retorno prevalece a influência das forças inerciais ao momento no cotovelo.

Os resultados obtidos para a contribuição das forças inerciais ao momento, tanto em velocidades baixas quanto altas, mostram a importância de se considerar as propriedades inerciais no estudo da propulsão de cadeira de rodas, e que simulações realizadas em situações quase estáticas, ou em velocidade constante, podem estar mais distantes da realidade.

As forças e ativações musculares determinadas por otimização estática revelam coordenação muscular complexa com a ocorrência frequente de ação excêntrica de vários músculos e forte co-contração de músculos antagonistas no ombro durante a fase de avanço em decorrência da ação biarticular no músculo tríceps longo. Os resultados mostram também a influência da velocidade da locomoção na ativação muscular em decorrência da influência da relação força-velocidade dos músculos.

7.1 PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

O estudo descrito neste trabalho foi realizado com base nos dados experimentais coletados para um único voluntário que pode não ser representativo de uma população de cadeirantes. Uma continuação natural deste trabalho é certamente realizar as análises descritas aqui com um grupo maior de voluntário, preferencialmente cadeirantes, de forma a quantificar as significâncias estatísticas das observações reportadas. Pesquisas futuras devem levar em conta o tipo de deficiência do cadeirante, já que os padrões de propulsão variam significativamente para diferentes deficiências motoras.

Além disso, as análises realizadas nesse trabalho não consideram alguns aspectos e características da realidade diária de um usuário de cadeira de rodas manual. A propulsão em rampas, por exemplo, representa uma atividade de alta demanda e poderia ser o foco de pesquisas futuras utilizando a abordagem proposta aqui.

Como mencionado anteriormente, o modelo plano utilizado neste trabalho não permite investigar a ação estabilizadora dos músculos nos planos coronal e frontal e não leva em consideração o movimento fora do plano sagital. Isto seria possível com a utilização de um modelo em três dimensões, que poderia ser desenvolvido para levar em conta também a ação estabilizadora dos músculos na articulação do ombro.

REFERÊNCIAS

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR9050: 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 15 maio 2015.

ACKERMANN, M. et al. Modeling and optimal control formulation for manual wheelchair locomotion: The influence of mass and slope on performance. In: **Biomedical Robotics and Biomechanics** (2014 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on. IEEE, 2014. p. 1079-1084.

ACKERMANN, M.; COSTA, H. R.; LEONARDI, F., A Modeling Framework to Investigate the Radial Component of the Pushrim Force in Manual Wheelchair Propulsion. In: **MATEC Web of Conferences**. EDP Sciences, v.35, p.02008, 2015.

AGUIAR, M. J. et al. Defeitos de fechamento do tubo neural e fatores associados em recém-nascidos vivos e natimortos. **J Pediatr.**, R.J., v.79, n.2, p.129-34, 2003.

ALBER, Sistema Modular E-Motion. Disponível em: <<http://www.alber.de>>
Acessado em: out. 2015.

BERTRAM, J. EA. Constrained optimization in human walking: cost minimization and gait plasticity. **Journal of Experimental Biology**, v.208, n.6, p.979-991, 2005.

BONINGER, M. L. et al. Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system. **Spinal Cord**, Ipswich, v.36, n.6, 1998.

BONINGER, M. L. et al. 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, n.4, p. 19-26, 1986.

CADEIRA DE RODAS MANUAL JAGUARIBE – MODELO ÁGILE 2009 – Disponível em: <http://www.ortopediajaguaribe.com.br>
Acesso em 10 set. 2015.

CARTUCHO, A.; BATISTA, N.; SARMENTO, M. Conceitos actuais sobre a instabilidade do ombro. **Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto**, v.1, n.21, p.28-37, 2007.

CEREZETTI, C. R. N. et al. Lesão Medular Traumática e estratégias de enfrentamento: revisão crítica. **Mundo da Saúde** [online], São Paulo, p.318-26, 2012.

CHOW, J. W. et al. Kinematic and electromyographic analysis of wheelchair propulsion on ramps of different slopes for young men with paraplegia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.90, n.2, p.271-278, 2009.

COOPER, R. A., BONINGER, M. L., SHIMADA, S. D., LAWRENSE, B. M., GLENOHUMERAL JOINT KINEMATICS AND KINETICS FOR THREE COORDINATE SYSTEM REPRESENTATIONS DURING WHEELCHAIR PROPULSION¹. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v.78, n.5, p.435-446, 1999.

COOPER, R. A., SMARTWheel: From concept to clinical practice. **Prosthetics and Orthotics International**, v.33, n.3, p.198-209, 2009.

DELP, S. L. et al. 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.

DELP, S. L., ANDERSON, F. C., ARNOLD, A. S., LOAN, P., HABIB, A., JOHN, C. T., THELEN, D. G., "OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement". **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, v.54, n.11, p.1940-1950, 2007.

DUBOWSKY, S. R., RASMUSSEN, J., SISTO, S. A., LANGRANA, N. A., "Validation of a musculoskeletal model of wheelchair propulsion and its application to minimizing shoulder joint forces". **Journal of biomechanics**, v.41, n.14, p.2981-2988, 2008.

El MUSCULO esquelético, [2015?]. Disponível em: < <http://www.needgoo.com/el-musculo-esqueletico/>>. Acesso em 09 mar. 2016.

ERDEMIR, A. et al. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. **Clinical Biomechanics**, v.22, n.2, p.131-154, 2007.

FERREIRA, A. T. Fisiologia da contração muscular – UNIFESP – **Revista Neurociências**. v. 13, n.3 (supl-versão eletrônica), p. 60-62, 2005.

FINLEY, M. A. et al. The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.41, n.3B, p.385, 2004.

FISIONEWS, (2012). Disponível em: < <http://www.fisionews.com.br/tag/quiropaxia/>>. Acesso em 09 mar. 2016.

DE GROOT, S. O. N. J. A. et al. Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of practice. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.34, n.5, p.756-766, 2002.

HILL, A. V., The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proceedings of the Royal Society of London B: **Biological Sciences**, v.126, n.843, p.136-195, 1938.

HOLZBAUR, K. R.; MURRAY, W. M.; DELP, S.L., A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. **Annals of Biomedical Engineering**. v.33, n.6, p.829-40, 2005.

HOWARTH, S. J., PRONOVOST, L. M., POLGAR, J. M., DICKERSON, C. R., CALLAGHAN, J. P., “Use of a geared wheelchair wheel to reduce propulsive muscular demand during ramp ascent: Analysis of muscle activation and kinematics”, **Clinical Biomechanics**, v.25, p.21-28, 2010.

IBGE, 2010. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2010/caracteristicas_religiao_deficiencia/caracteristicas_religiao_deficiencia_tab_pdf.shtm>. Acesso em 18 maio 2015.

IBGE. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Disponível em: <ftp://ftp.ibge.gov.br/Estimativas_de_Populacao/Estimativas_2013/populacoes_estimativas_BR_UF_TCU_31_10_2013.pdf>. Acesso em 18 maio 2015.

JAGUARIBE, Cadeira de rodas Ágile 2009, (2013). Disponível em: <<http://www.ortopediajaguaribe.com.br/index.php/produtos/cadeiras/aluminio/cadeira-de-rodas-agile-2009-detail>>. Acesso em 02 mar. 2016.

KENDALL, F. P. et al. **Músculos, provas e funções**. São Paulo: Ed. Manole, 2007.

KLOOSTERMAN, M. G. et al. Comparison of Shoulder Load During Power-Assisted and Purely Hand-Rim Wheelchair Propulsion. **Clinical Biomechanics**, v.27, p.428-435, 2012.

LEARY, M. et al. A fundamental model of quasi-static wheelchair biomechanics. **Journal of Biomechanics**, v.34, p.1278-1286, 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.

MERCER, J. L. et al. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. **Clinical Biomechanics**, v.21, p.8, p.781-789, 2006.

PANDY, M. G., Computer modeling and simulation of human movement. **Annual Review of Biomedical Engineering**, v.3, p.245-273, 2001.

RANKIN, 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.

Out-Front, 2015. Out-Front: SmartWheel Overview. Disponível em: <http://www.out-front.com/smartwheel_overview.php> Acesso em: 02 fev. 2016.

RANKIN, J. W. et al., The influence of wheelchair propulsion technique on upper extremity muscle demand: a simulation study. **Clinical Biomechanics**, v.27, n.9, p.879-886, 2012.

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.

RODGERS, M. M., TUMMARAKOTA, S., LIEH, J., Three-dimensional dynamic analysis of wheelchair propulsion". **Journal of Applied Biomechanics**, v.14, n.1, p.80, 1998.

SAGAWA, Y. J. et al. Análise da propulsão em cadeira de rodas manual: revisão de literatura. **SCIELO -Fisioterapia em Movimento**, v.25, n.1, 2012.

SCHIEHLEN, W., Multibody system dynamics: roots and perspectives. **Multibody System Dynamics**, v.1, n.2, p.149-188, 1997.

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. et al. Improving the efficacy of electrical stimulation-induced leg cycle ergometry: an analysis based on a dynamic musculoskeletal model. **Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on**, v.1, n.2, p.109-125, 1993.

SETH, A. et al. Open-Sim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and Exchange. **Procedia lutam**, v.2, p.212-232, 2011.

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=ptBR&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: 20 ago. 2015.

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

VAN DRONGELEN, S. et al. Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.86, n.6, p.1214-1220, 2005.

WESTERHOFF, P. et al. Measurement of shoulder joint loads during wheelchair propulsion measured in vivo. **Clinical Biomechanics**, v.26 n.10, p.982-989, 2011.

VAN DER WOUDE, L. H. V. et al. Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. **Medical Engineering & Physics**, v.23, n.10, p.713-733, 2001.

Wu, H. W. et al. An instrumented wheel for kinetic analysis of wheelchair propulsion. **Journal of Biomechanical Engineering**, v.120, n.4, p.533-535, 1998.

ZAJAC, F. E., Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, v.17, n.4, p.359-411, 1988.

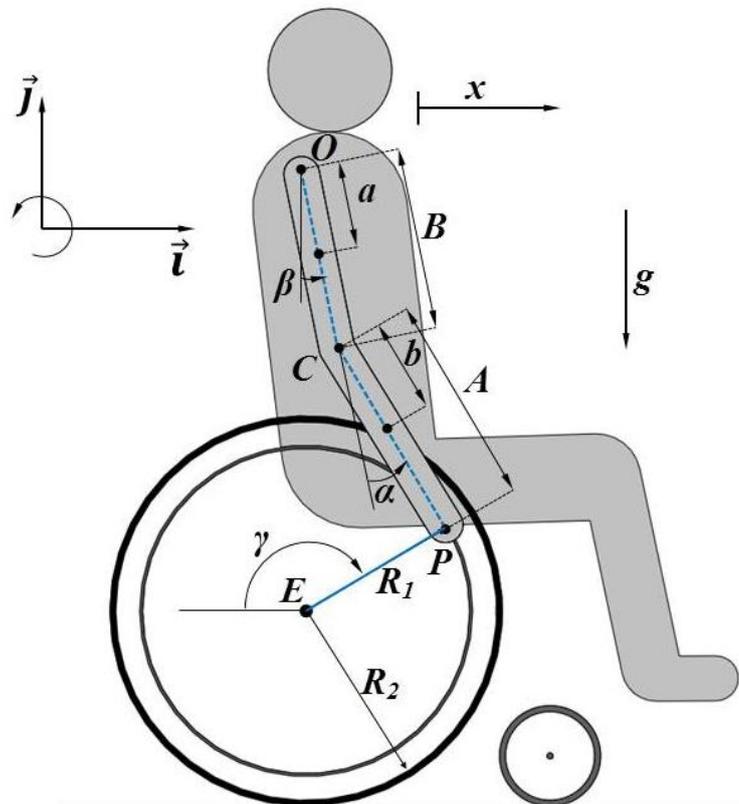
APÊNDICE A

Desenvolvimento do modelo matemático do sistema cadeira de rodas e cadeirante

A figura 1 ilustra o modelo do sistema cadeira e usuário no plano sagital (plano dos eixos i e j) formado por quadro segmentos rígidos: o braço de comprimento B , o antebraço de comprimento A , as rodas de raio R_2 e o conjunto formado pela cadeira sem as rodas e o cadeirante sem os braços. O braço e antebraço estão ligados respectivamente ao ombro e cotovelo por meio de juntas de revolução, permitindo apenas movimentos de flexão e extensão no plano sagital.

Os eixos de referência do sistema tem como origem o ponto O do ombro, o eixo i representa deslocamentos na direção horizontal com sentido positivo da esquerda para a direita e o eixo j deslocamentos na direção vertical com sentido positivo de baixo para cima.

Figura 1 – Representação do modelo



Fonte: Autor

O escorregamento da roda em relação ao piso será adotado como desprezível, então o modelo 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 x do ombro, que é solidário à cadeira de rodas.

Pode-se relacionar o posicionamento das mãos sobre o aro de propulsão com a coordenada x , determinando o ângulo γ em função do deslocamento horizontal:

$$\gamma = \frac{x}{R_2}. \quad (1)$$

As equações de movimento do modelo apresentado nesse trabalho são obtidas a partir da aplicação do formalismo de Newton-Euler (Schiehlen, 1997), para o sistema em malha aberta, sem o contato das mãos do cadeirante com o aro da cadeira, com três graus de liberdade. Um vetor q de coordenadas generalizadas representa o deslocamento x do conjunto e os ângulos β e α das articulações do ombro e cotovelos respectivamente (com β relativo à vertical e α relativo à β):

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

Com as derivadas primeira e segunda do vetor q obtêm-se respectivamente os vetores \dot{q} e \ddot{q} relativos à velocidade e à aceleração:

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

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

Os vetores de posição dos centros de massa (CG) dos quatro segmentos do sistema são apresentados nas Equações de 5 a 8 e as orientações nas Equações de 9 a 11:

$$r_c = [x + x_c], \quad (5)$$

$$r_b = \begin{bmatrix} x + b \sin \beta \\ -b \cos \beta \end{bmatrix}, \quad (6)$$

$$r_a = \begin{bmatrix} x + B\text{sen}\beta + a\text{sen}(\beta + \alpha) \\ -B\text{cos}\beta - a\text{cos}(\beta + \alpha) \end{bmatrix}, \quad (7)$$

$$r_r = [x + x_c], \quad (8)$$

$$\theta_B = \beta, \quad (9)$$

$$\theta_A = (\beta + \alpha), \quad (10)$$

$$\theta_R = -\frac{x}{R_2}, \quad (11)$$

onde r_c é o vetor posição do CG do conjunto, r_b do braço, r_a do antebraço e r_r da roda traseira da cadeira.

A derivada parcial de primeira ordem em relação às coordenadas generalizadas dos componentes dos vetores de posição e das orientações representados nas Equações de 5 a 11 são calculadas através do Jacobiano do sistema:

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial r_{cx}}{\partial x} & \frac{\partial r_{cx}}{\partial \beta} & \frac{\partial r_{cx}}{\partial \alpha} \\ \frac{\partial r_{bx}}{\partial x} & \frac{\partial r_{bx}}{\partial \beta} & \frac{\partial r_{bx}}{\partial \alpha} \\ \frac{\partial r_{by}}{\partial x} & \frac{\partial r_{by}}{\partial \beta} & \frac{\partial r_{by}}{\partial \alpha} \\ \frac{\partial r_{ax}}{\partial x} & \frac{\partial r_{ax}}{\partial \beta} & \frac{\partial r_{ax}}{\partial \alpha} \\ \frac{\partial r_{ay}}{\partial x} & \frac{\partial r_{ay}}{\partial \beta} & \frac{\partial r_{ay}}{\partial \alpha} \\ \frac{\partial r_{rx}}{\partial x} & \frac{\partial r_{rx}}{\partial \beta} & \frac{\partial r_{rx}}{\partial \alpha} \\ \frac{\partial \theta_{Bx}}{\partial x} & \frac{\partial \theta_{Bx}}{\partial \beta} & \frac{\partial \theta_{Bx}}{\partial \alpha} \\ \frac{\partial \theta_{Ax}}{\partial x} & \frac{\partial \theta_{Ax}}{\partial \beta} & \frac{\partial \theta_{Ax}}{\partial \alpha} \\ \frac{\partial \theta_{Rx}}{\partial x} & \frac{\partial \theta_{Rx}}{\partial \beta} & \frac{\partial \theta_{Rx}}{\partial \alpha} \end{bmatrix}. \quad (12)$$

A matriz Jacobiana do sistema de equações de posicionamento do modelo de acordo com as respectivas derivadas parciais é mostrada na Equação 13:

$$J = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 1 & b\cos\beta & 0 \\ 0 & b\sin\beta & 0 \\ 1 & B\cos\beta + a\cos(\beta + \alpha) & a\cos(\beta + \alpha) \\ 0 & B\sin\beta + a\sin(\beta + \alpha) & a\sin(\beta + \alpha) \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 1 \\ \frac{-1}{R_2} & 0 & 0 \end{bmatrix}. \quad (13)$$

A partir da derivada primeira em relação ao tempo dos vetores de posição do CG dos segmentos do modelo, se obtém os vetores de velocidades (Equações 14 a 20):

$$\dot{r}_c = [\dot{x}], \quad (14)$$

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

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

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

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

$$\dot{\theta}_A = (\dot{\beta} + \dot{\alpha}), \quad (19)$$

$$\dot{\theta}_R = -\frac{\dot{x}}{R_2}. \quad (20)$$

Com a derivada segunda em relação ao tempo dos vetores de posição do CG dos segmentos do modelo, se obtém os vetores de acelerações (Equações 21 a 27):

$$\ddot{r}_c = [\ddot{x}], \quad (21)$$

$$\ddot{r}_b = \begin{bmatrix} \ddot{x} + b(\ddot{\beta}\cos\beta - \dot{\beta}^2\sin\beta) \\ b(\ddot{\beta}\sin\beta + \dot{\beta}^2\cos\beta) \end{bmatrix}, \quad (22)$$

$$\ddot{r}_a = \begin{bmatrix} \ddot{x} + B(\ddot{\beta}\cos\beta - \dot{\beta}^2\sin\beta) + a[(\ddot{\beta} + \ddot{\alpha})\cos(\beta + \alpha) - (\dot{\beta} + \dot{\alpha})^2\sin(\beta + \alpha)] \\ B(\ddot{\beta}\sin\beta - \dot{\beta}^2\cos\beta) + a[(\ddot{\beta} + \ddot{\alpha})\sin(\beta + \alpha) + (\dot{\beta} + \dot{\alpha})^2\cos(\beta + \alpha)] \end{bmatrix}, \quad (23)$$

$$\ddot{r}_r = [\ddot{x}], \quad (24)$$

$$\ddot{\theta}_B = \ddot{\beta}, \quad (25)$$

$$\ddot{\theta}_A = (\ddot{\beta} + \ddot{\alpha}), \quad (26)$$

$$\ddot{\theta}_R = -\frac{\ddot{x}}{R_2}. \quad (27)$$

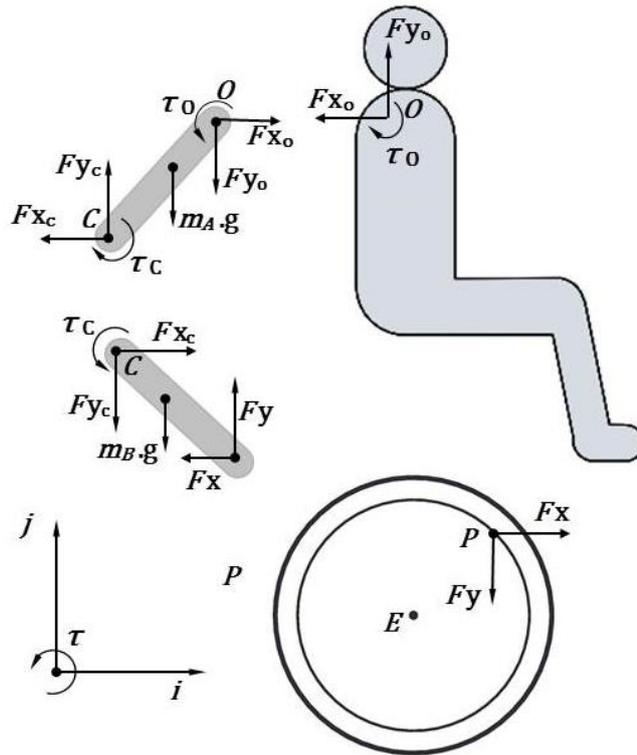
A derivada do Jacobiano no tempo é mostrada na Equação 28:

$$j = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & -b\dot{\beta}\sin\beta & 0 \\ 0 & b\dot{\beta}\cos\beta & 0 \\ 0 & -B\dot{\beta}\sin\beta - a(\dot{\beta} + \dot{\alpha})\sin(\beta + \alpha) & -a(\dot{\beta} + \dot{\alpha})\sin(\beta + \alpha) \\ 0 & B\dot{\beta}\cos\beta + a(\dot{\beta} + \dot{\alpha})\cos(\beta + \alpha) & a(\dot{\beta} + \dot{\alpha})\cos(\beta + \alpha) \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}. \quad (28)$$

Com os equacionamentos de posição, velocidade e aceleração e considerando que os membros do corpo, como o braço e o antebraço, devem ser tratados como sendo corpos rígidos, o formalismo de “Newton-Euler” pode ser aplicado (SCHIEHLEN 2006).

O diagrama de corpo livre (DCL) mostrado na figura 2 representa os centros de massa de cada um dos segmentos do modelo em que age a força peso, e também 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).

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



Fonte: Autor

A partir das Equações 29 e 30 e do diagrama da figura 14, aplica-se o Teorema do Momento Angular (TMA) em relação aos centros de massa e o Teorema do Movimento do Baricentro (TMB) para os três corpos.

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

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

Com a representação do sistema cadeira de rodas e cadeirante no modelo apenas no plano sagital, plano dos eixos i e j , e adotando o centro de massa de cada segmento como ponto de referência, a segunda parcela da soma contida no primeiro membro do TMA pode ser desconsiderada:

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

Os parâmetros das equações do TMA e TMB são:

- J_i – momento de inércia do segmento
- $\dot{\omega}_i$ – 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

As equações obtidas com a aplicação do TMA e TMB para todos os segmentos podem ser agrupadas na forma matricial e posteriormente com a aplicação do formalismo de Newton-Euler, se obtém as equações do movimento na forma mínima:

$$M \ddot{q} + j^t \bar{M} j \dot{q} = k^e. \quad (32)$$

Cada uma das parcelas da Equação do movimento na forma mínima podem ser mostradas em detalhes:

$$M = j^t \bar{M} j \rightarrow \text{Matriz de massa do modelo}, \quad (33)$$

$$k = j^t \bar{M} j \dot{q} \rightarrow \text{Matriz de forças generalizadas (Coriolis e centrífugas)}, \quad (34)$$

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

Com o auxílio do manipulador simbólico do programa *Matlab* (The Mathworks, Inc.) as multiplicações das matrizes acima podem ser efetuadas.

A matriz de massa do modelo M é determinada através da multiplicação matricial da matriz Jacobiana Transposta (Equação 37), da matriz de inércia global do modelo (Equação 38) e da matriz Jacobiana (Equação 13) na sua forma normal.

$$M = j^t \bar{M} j, \quad (36)$$

$$J^t = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 & 1 & 0 & 1 & 0 & 0 & \frac{-1}{R_2} \\ 0 & b \cos \beta & b \sin \beta & B \cos \beta + a \cos(\beta + \alpha) & B \sin \beta + a \sin(\beta + \alpha) & 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & a \cos(\beta + \alpha) & a \sin(\beta + \alpha) & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, \quad (37)$$

$$\bar{M} = \begin{bmatrix} m_{CC} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_B & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m_B & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & m_A & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & m_A & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_R & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & J_B & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & J_A & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & J_R \end{bmatrix}, \quad (38)$$

onde

• m_{CC} é a massa do conjunto cadeira sem as rodas e cadeirante sem os braços na direção i ;

- m_B é a massa dos braços nas direções i e j respectivamente;
- m_A é a massa dos antebraços nas direções i e j respectivamente;
- m_R é a massa das rodas na direção i ;
- J_B é o momento de inércia dos braços em relação ao CG;
- J_A é o momento de inércia dos antebraços em relação ao CG;
- J_R é o momento de inércia das rodas em relação ao CG.

Obtemos:

$$M = \begin{bmatrix} m_A + m_B + m_{CC} + m_R + \frac{J_R}{R_2^2} & \dots \\ m_A(a \cos(\beta + \alpha) + B \cos \beta) + b m_B \cos \beta & \dots \\ a m_A \cos(\beta + \alpha) & \dots \\ \dots & \dots \\ \dots & m_A(a \cos(\beta + \alpha) + B \cos \beta) + b m_B \cos \beta & \dots \\ \dots & m_A B^2 + 2 m_A \cos \alpha B a + m_A a^2 + m_B b^2 + J_A + J_B & \dots \\ \dots & a m_A(a + B \cos \alpha) + J_A & \dots \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} \dots & a m_A \cos(\beta + \alpha) \\ \dots & a m_A (a + B \cos \alpha) \\ \dots & m_A a^2 + J_A \end{bmatrix}. \quad (39)$$

A matriz de forças generalizadas k é determinada através da multiplicação matricial da matriz Jacobiano transposta (Equação 37) da matriz de inércia global do modelo (Equação 38), da derivada no tempo da Matriz Jacobiana (Equação 28) na sua forma normal e pela derivada primeira do vetor de coordenadas generalizadas (Equação 3).

$$k = J^t \bar{M} \dot{j} \dot{q} \quad (40)$$

$$k = \begin{bmatrix} a_{1,1} \\ a_{2,1} \\ a_{2,2} \end{bmatrix}, \quad (41)$$

onde:

$$a_{1,1} = -\dot{\beta}(m_A(a \sin(\beta + \alpha)(\dot{\beta} + \dot{\alpha}) + B\dot{\beta} \sin \beta) + b\dot{\beta} m_B \sin \beta) - a\dot{\alpha} m_A \sin(\beta + \alpha)(\dot{\beta} + \dot{\alpha}),$$

$$a_{2,1} = -B a \dot{\alpha} m_A \sin \alpha (\dot{\alpha} + 2\dot{\beta}) \text{ e}$$

$$a_{2,2} = B a \dot{\beta}^2 m_A \sin \alpha.$$

O vetor de forças generalizadas externas não vinculares k^e foi dividido em quatro partes $k_g(q)$, $G(q)$, $H(q)$ e $Q(q)$, a fim de separar as contribuições dos diferentes conjuntos de forças e momentos.

A parcela $k_g(q)$ é relativa às forças generalizadas resultantes das forças gravitacionais que agem sobre os segmentos do modelo. Para viabilizar simulações em rampas, o valor da aceleração da gravidade foi decomposto nos eixos i e j , ou seja, g_x e g_y . Tem-se então que $k_g(q) = J^t f_1^e$.

$$f_1^e = \begin{bmatrix} -m_{CC} g_x \\ -m_B g_x \\ -m_B g_y \\ -m_A g_x \\ -m_A g_y \\ -m_R g_x \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (42)$$

A parcela $G(q)$ se refere às forças de contato entre as mãos e os aros de tração F_x e F_y e é calculada por $G(q) = J^t f_2^e$:

$$f_2^e = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ -1 & 0 \\ 0 & -1 \\ 1 & 0 \\ 0 & 0 \\ -(A-a)\cos\alpha & -(A-a)\sin\alpha \\ -R_1\sin\gamma & -R_1\cos\gamma \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix}, \quad (43)$$

$$f_2^e = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ -F_x \\ -F_y \\ F_x \\ 0 \\ -F_x\cos\alpha(A-a) - F_y\sin\alpha(A-a) \\ -F_xR_1\sin\gamma - F_yR_1\cos\gamma \end{bmatrix}. \quad (44)$$

A parcela $H(q)$ se refere aos momentos externos aplicados ao modelo sendo calculada por $H(q) = J^t f_3^e$:

$$f_3^e = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 1 & -1 \\ 0 & 1 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tau_O \\ \tau_C \end{bmatrix}, \quad (45)$$

$$f_3^e = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ \tau_O - \tau_C \\ \tau_C \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (46)$$

onde τ_O e τ_C são os momentos no ombro e cotovelo respectivamente (positivo no sentido anti-horário).

A parcela $Q(q)$ representa a resistência ao rolamento F_{rol} , calculada por $Q(q) = J^t f_4^e$:

$$f_4^e = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \cdot [F_{rol}], \quad (47)$$

$$f_4^e = \begin{bmatrix} F_{rol} \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (48)$$

Somando-se as matrizes $k_g(q)$, $G(q)$, $H(q)$ e $Q(q)$, temos o resultado do vetor de forças generalizadas externas não vinculares k^e :

$$k^e = \begin{bmatrix} F_{rol} + \frac{F_y R_1 \cos \gamma + F_x R_1 \sin \gamma}{R_2} \dots \\ \tau_O - F_x (a \cos(\beta + \alpha) + B \cos \beta) - F_y (a \sin(\beta + \alpha) + B \sin \beta) \dots \\ \tau_C - F_x a \cos(\beta + \alpha) - F_y a \sin(\beta + \alpha) - F_x \cos \alpha (A - a) - F_y \sin \alpha (A - a) \dots \end{bmatrix}$$

$$\left[\begin{array}{c} \dots - g_x m_A - g_x m_B - g_x m_{CC} - g_x m_R \dots \\ \dots - g_y m_A (a \operatorname{sen}(\beta + \alpha) + B \operatorname{sen}\beta) - g_x m_A (a \operatorname{cos}(\beta + \alpha) + B \operatorname{cos}\beta) - F_x \operatorname{cos}(\alpha) (A - a) \dots \\ \dots - a g_x m_a \operatorname{cos}(\beta + \alpha) - a g_y m_a \operatorname{sen}(\beta + \alpha) \dots \end{array} \right]$$

$$\left[\begin{array}{c} \dots \\ \dots - F_y \operatorname{sen}(\alpha) (A - a) - b g_x m_B \operatorname{cos}\beta - b g_y m_B \operatorname{sen}\beta \\ \dots \end{array} \right] \quad (49)$$

APÊNDICE B

CENTRO UNIVERSITÁRIO FEI

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

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

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO VOLUNTÁRIO DA PESQUISA

1. NOME DO VOLUNTÁRIO:

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº:

SEXO: M

DATA NASCIMENTO (dd/mm/aaaa):

ENDEREÇO:

Nº: Comp:

BAIRRO:

CIDADE:

CEP:

TELEFONE: DDD () -

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

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

2. PESQUISADOR:

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

CARGO/FUNÇÃO: PESQUISADOR

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

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

LABORATÓRIO DE BIOMECÂNICA

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

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

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

Os riscos são mínimos não havendo nenhuma evidência específica de que o participante irá sofrer algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo. Em função do esforço realizado durante a locomoção com as cadeiras e repetição dos movimentos, poderá haver um desconforto devido a uma leve fadiga muscular nos braços e ombros. Contudo, como forma de evitar será utilizado um período de descanso entre cada ensaio.

4. DURAÇÃO DA PESQUISA: 24 meses

III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO VOLUNTÁRIO:

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

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

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

Após esse teste, daremos início aos ensaios onde você percorrerá uma distância de 16 metros com a cadeira de rodas, duas vezes, em cada uma das seguintes situações:

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

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

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

3. Desconfortos e riscos esperados: A sua participação nesta pesquisa é voluntária e a avaliação oferece risco e desconforto mínimos. Em função do esforço realizado durante a sua locomoção com as cadeiras e repetição dos movimentos, poderá haver um desconforto devido a um leve cansaço da musculatura dos braços e ombros. Contudo, como forma de evitar, será utilizado um período de descanso entre cada ensaio.

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

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

1. Acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas: **Informo que o Sr(a) tem a garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, a qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas, bem como o acesso aos resultados parciais e totais da pesquisa.**

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

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

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

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

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

ALUNO DE MESTRADO: ALBERTO AMANCIO JUNIOR

CARGO/FUNÇÃO: PESQUISADOR

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

ORIENTADOR DA PESQUISA: PROF. DR. MARKO ACKERMANN

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

LABORATÓRIO DE BIOMECÂNICA

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

CO_ORIENTADOR: PROFA. DRA. MARIA CLAUDIA FERRARI DE CASTRO

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

LABORATÓRIO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

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

APÊNDICE C

Scripts do Matlab

Script que gera um delta "t" para cada experimento (T2 ... T7) para sincronização dos dados obtidos na digitalização da cinemática no programa SkillSpector, com os dados obtidos com a roda instrumentada SmartWheel.

Nota: Os testes descritos no corpo do texto estão nomeados de T1 até T6, no script do Matlab estão nomeados de T2 até T7. O teste T1 do texto equivale ao teste T2 no Matlab, e assim por diante. Isso ocorre devido à desclassificação do experimento T1 no Matlab.

```
clear all, clc
%% seleciona experimentos
% T2,T3 e T4 experimentos com velocidade normal
% T5,T6 e T7 experimentos com velocidade alta
exp_name = 'T2';
%% Load dos arquivos
raw = load([exp_name '_smart_raw.txt']);
f2 = load([exp_name '_smart_f2.txt']);
spec = load([exp_name '_spector_completo.txt']);
%% frequências de aquisição
f_smart = 240;
f_spec = 120;
%% Vetores de tempo
dt_smart = 1/f_smart;
dt_spec = 1/f_spec;
t_smart_raw = 0:dt_smart:(length(raw(:,1))-1)*dt_smart;
t_smart_f2 = 0:dt_smart:(length(f2(:,1))-1)*dt_smart;
t_spec = 0:dt_spec:(length(spec(:,1))-1)*dt_spec;
%%
y_br = spec(:,12); %coordenada y da marca no aro da roda
y_e = spec(:,10); %coordenada y da marca no eixo da roda
x_br = spec(:,11); %coordenada x da marca no aro da roda
x_e = spec(:,9); %coordenada x da marca no eixo da roda
y_m = spec(:,8); %coordenada y do contato da má com o aro de propulsão
x_m = spec(:,7); %coordenada x do contato da má com o aro de propulsão
gama = atan2(y_br - y_e, x_br - x_e);
figure
plot(t_spec, gama, 'k')
grid on
for i = 1:length(gama)
    if gama(i) > 0
        angulo(i) = 360 - (180/pi)*gama(i);
    else
        angulo(i) = -(180/pi)*gama(i);
    end
end
figure
plot(t_spec, angulo, 'k')
legend('angulo')
grid on
if strcmp(exp_name, 'T2')
    %% T2 raw
    t1desc_raw = 1.3583;
    t2desc_raw = 4.225;
    delta_raw = t2desc_raw-t1desc_raw;
    %% T2 f2
    t1desc_f2 = 1.3583;
    t2desc_f2 = 4.1042;
    delta_f2 = t2desc_f2-t1desc_f2;
    %% Events in spec para T2 (ciclo 1)
    fr_ini = 319; % frame em que análise se inicia no SkillSpector
    fr_end = 549; % frame em que análise acaba no SkillSpector
    fr_ci = 402; % frame inicio da fase de contato (propulsão)
    fr_ri = 441; % frame de inicio da fase de retorno
    fr_rf = 500; % frame final da fase de retorno

    tini_spec = 0;
    tci_spec = (fr_ci-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de inicio da fase de contato
    tri_spec = (fr_ri-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de inicio da fase de retorno
    trf_spec = (fr_rf-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de final da fase de retorno
elseif strcmp(exp_name, 'T3')
    %% T3 raw
    t1desc_raw = 0.2166;
    t2desc_raw = 3.245;
    delta_raw = t2desc_raw-t1desc_raw;
    %% T3 f2
    t1desc_f2 = 1.6083;
    t2desc_f2 = 4.515;
    delta_f2 = t2desc_f2-t1desc_f2;
    %% Events in spec para T3 (ciclo 2)
    fr_ini = 364; % frame em que análise se inicia no SkillSpector
    fr_end = 583; % frame em que análise acaba no SkillSpector
    fr_ci = 460; % frame inicio da fase de contato (propulsão)
    fr_ri = 505; % frame de inicio da fase de retorno
    fr_rf = 557; % frame final da fase de retorno

    tini_spec = 0;
    tci_spec = (fr_ci-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de inicio da fase de contato
    tri_spec = (fr_ri-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de inicio da fase de retorno
```

```

trf_spec = (fr_rf-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de final da fase de retorno

elseif strcmp(exp_name,'T4')
%% T4 raw
t1desc_raw = 0.625;
t2desc_raw = 3.61;
delta_raw = t2desc_raw-t1desc_raw;
%% T4 f2
t1desc_f2 = 0.625;
t2desc_f2 = 3.499999;
delta_f2 = t2desc_f2-t1desc_f2;
%% Events in spec para T4 (ciclo 2)
fr_ini = 366; % frame em que análise se inicia no SkillSpector
fr_end = 584; % frame em que análise acaba no SkillSpector
fr_ci = 458; % frame inicio da fase de contato (propulsão)
fr_ri = 500; % frame de inicio da fase de retorno
fr_rf = 562; % frame final da fase de retorno

tini_spec = 0;
tci_spec = (fr_ci-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de inicio da fase de contato
tri_spec = (fr_ri-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de inicio da fase de retorno
trf_spec = (fr_rf-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de final da fase de retorno

elseif strcmp(exp_name,'T5')
%% T5 raw
t1desc_raw = 0.5083;
t2desc_raw = 3.721;
delta_raw = t2desc_raw-t1desc_raw;
%% T5 f2
t1desc_f2 = 0.5083;
t2desc_f2 = 3.604;
delta_f2 = t2desc_f2-t1desc_f2;
%% Events in spec para T5
fr_ini = 402; % frame em que análise se inicia no SkillSpector
fr_end = 550; % frame em que análise acaba no SkillSpector
fr_ci = 472; % frame inicio da fase de contato (propulsão) para CICLO 2
fr_ri = 494; % frame de inicio da fase de retorno para CICLO 2
fr_rf = 536; % frame final da fase de retorno para CICLO 2

tini_spec = 0;
tci_spec = (fr_ci-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de inicio da fase de contato
tri_spec = (fr_ri-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de inicio da fase de retorno
trf_spec = (fr_rf-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de final da fase de retorno

elseif strcmp(exp_name,'T6')
%% T6 raw
t1desc_raw = 0.1917;
t2desc_raw = 3.099;
delta_raw = t2desc_raw-t1desc_raw;
%% T6 f2
t1desc_f2 = 0.1917;
t2desc_f2 = 2.99;
delta_f2 = t2desc_f2-t1desc_f2;
%% Events in spec para T6 (ciclo 2)
fr_ini = 351; % frame em que análise se inicia no SkillSpector
fr_end = 503; % frame em que análise acaba no SkillSpector
fr_ci = 417; % frame inicio da fase de contato (propulsão) para CICLO 2
fr_ri = 446; % frame de inicio da fase de retorno para CICLO 2
fr_rf = 489; % frame final da fase de retorno para CICLO 2

tini_spec = 0;
tci_spec = (fr_ci-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de inicio da fase de contato
tri_spec = (fr_ri-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de inicio da fase de retorno
trf_spec = (fr_rf-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de final da fase de retorno

elseif strcmp(exp_name,'T7')
%% T7 raw
t1desc_raw = 0.2583;
t2desc_raw = 3.3833;
delta_raw = t2desc_raw-t1desc_raw;
%% T7 f2
t1desc_f2 = 0.2583;
t2desc_f2 = 3.2708;
delta_f2 = t2desc_f2-t1desc_f2;
%% Events in spec para T7
fr_ini = 409; % frame em que análise se inicia no SkillSpector
fr_end = 566; % frame em que análise acaba no SkillSpector
fr_ci = 469; % frame inicio da fase de contato (propulsão) para CICLO 2
fr_ri = 500; % frame de inicio da fase de retorno para CICLO 2
fr_rf = 542; % frame final da fase de retorno para CICLO 2

tini_spec = 0;
tci_spec = (fr_ci-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de inicio da fase de contato
tri_spec = (fr_ri-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de inicio da fase de retorno
trf_spec = (fr_rf-1)*(1/f_spec) - (fr_ini-1)*(1/f_spec); % instante de final da fase de retorno
end
save([exp_name '_instantes'],'t1desc_raw','t2desc_raw','delta_raw','t1desc_f2','t2desc_f2','delta_f2',...
'tci_spec','tri_spec','trf_spec','fr_ini','fr_end','fr_ci','fr_ri','fr_rf');

```

Script para tratamento de dados obtidos (Smartwheel e SkillsSpector)

```

clear all, clc

%% Seleciona experimento
% T2,T3 e T4 experimentos com velocidade normal
% T5,T6 e T7 experimentos com velocidade alta

exp_name = 'T2'; % experimento

rr = 0.001*597.5/2; % [m] raio da roda

%% Load dos arquivos
spec = load([exp_name '_spector_completo.txt']);
raw = load([exp_name '_smart_raw.txt']);
f2 = load([exp_name '_smart_f2.txt']);
load([exp_name '_instantes.mat']);

%% Frequências de aquisição
f_smart = 240; %frequencia smartwheel
f_spec = 120; %frequencia Spector (videos)

%% Vetores de tempo
dt_smart = 1/f_smart;
dt_spec = 1/f_spec;

t_smart_raw = 0:dt_smart:(length(raw(:,1))-1)*dt_smart; % vetor de tempo do arquivo raw
t_smart_f2 = 0:dt_smart:(length(f2(:,1))-1)*dt_smart; % vetor de tempo do arquivo format2
t_spec = 0:dt_spec:(length(spec(:,1))-1)*dt_spec; % vetor de tempo do arquivo spector

%% tratamento para eliminar descontinuidade do ângulo (raw)
raw_new = raw;
for i = 1:(length(raw(:,4))-1)
    if (raw(i,4) < 5) && (raw(i+1,4) > 355) % descontinuidade entre i e i+1
        raw_new(i+1:end,4) = raw_new(i+1:end,4) - 360;
    elseif (raw(i,4) > 355) && (raw(i+1,4) < 5)
        raw_new(i+1:end,4) = raw_new(i+1:end,4) + 360;
    end
end
raw = raw_new;

%% Características do filtro
fc = 6; % [Hz] frequência de corte
n = 4; % order of the zero-lag Butterworth filter

%% Filtro para arquivo raw
raw_filt = zeros(size(raw));
inds_raw = [4 5 19:24];
for k = 1:length(inds_raw)
    i = inds_raw(k);
    raw_filt(:,i) = butter_zlag(fc,n,f_smart,raw(:,i));
end

v_raw_filt = raw_filt(:,5); % velocidade em m/s filtrada
fx_raw_filt = raw_filt(:,19); % força de contato da mão com o aro de propulsão em x
fy_raw_filt = raw_filt(:,20); % força de contato da mão com o aro de propulsão em y
Mz_raw_filt = raw_filt(:,24); % momento na roda em z

%% Filtro para arquivo format2 (f2)
f2_filt = zeros(size(f2));
inds_f2 = 1:11;
for k = 1:length(inds_f2)
    i = inds_f2(k);
    f2_filt(:,i) = butter_zlag(fc,n,f_smart,f2(:,i));
end

v_f2_filt = f2_filt(:,2); % velocidade em m/s filtrada
fx_f2_filt = f2_filt(:,4); % força de contato da mão com o aro de propulsão em x
fy_f2_filt = f2_filt(:,5); % força de contato da mão com o aro de propulsão em y
Mz_f2_filt = f2_filt(:,9); % momento na roda em z

%% Filtro para arquivo SkillsSpector
spec_filt = zeros(size(spec));
for i = 1:length(spec(1,:))
    spec_filt(:,i) = butter_zlag(fc,n,f_spec,spec(:,i));
end

%% Identificação das colunas do arquivo do SkillSpector
x_acromio = spec(:,1); % coordenada x da marca no acrômio
y_acromio = spec(:,2); % coordenada y da marca no acrômio
x_delt = spec(:,3); % coordenada x da marca no acrômio
y_delt = spec(:,4); % coordenada y da marca no acrômio
x_cot = spec(:,5); % coordenada x da marca no acrômio
y_cot = spec(:,6); % coordenada y da marca no acrômio
x_m = spec(:,7); % coordenada x do contato da mão com o aro de propulsão
y_m = spec(:,8); % coordenada y do contato da mão com o aro de propulsão
x_e = spec(:,9); % coordenada x da marca no eixo da roda
y_e = spec(:,10); % coordenada y da marca no eixo da roda
x_br = spec(:,11); % coordenada x da marca no aro da roda
y_br = spec(:,12); % coordenada y da marca no aro da roda

% Identificação das colunas "filtradas" do arquivo do SkillSpector
x_acromio_filt = spec_filt(:,1); % coordenada x "filtrada" da marca no acrômio
y_acromio_filt = spec_filt(:,2); % coordenada y "filtrada" da marca no acrômio
x_delt_filt = spec_filt(:,3); % coordenada x "filtrada" da marca no acrômio
y_delt_filt = spec_filt(:,4); % coordenada y "filtrada" da marca no acrômio
x_cot_filt = spec_filt(:,5); % coordenada x "filtrada" da marca no acrômio
y_cot_filt = spec_filt(:,6); % coordenada y "filtrada" da marca no acrômio
x_m_filt = spec_filt(:,7); % coordenada x "filtrada" do contato da mão com o aro de propulsão

```

```

y_m_filt = spec_filt(:,8); % coordenada y "filtrada" do contato da mão com o aro de propulsão
x_e_filt = spec_filt(:,9); % coordenada x "filtrada" da marca no eixo da roda
y_e_filt = spec_filt(:,10); % coordenada y "filtrada" da marca no eixo da roda
x_br_filt = spec_filt(:,11); % coordenada x "filtrada" da marca no aro da roda
y_br_filt = spec_filt(:,12); % coordenada y "filtrada" da marca no aro da roda

%% derivada dos vetores do arquivo "sem filtragem" do Skillspector por diferenças finitas (central finite differences)
% Nota: para reduzir efeito de borda
x_acromio_d = (x_acromio(3:end)-x_acromio(1:end-2))/(2/f_spec); % central finite differences (central finite differences)
x_delt_d = (x_delt(3:end)-x_delt(1:end-2))/(2/f_spec); % central finite differences (central finite differences)
x_e_d = (x_e(3:end)-x_e(1:end-2))/(2/f_spec); % central finite differences (central finite differences)
y_e_d = (y_e(3:end)-y_e(1:end-2))/(2/f_spec); % central finite differences (central finite differences)
x_br_d = (x_br(3:end)-x_br(1:end-2))/(2/f_spec); % central finite differences (central finite differences)
y_br_d = (y_br(3:end)-y_br(1:end-2))/(2/f_spec); % central finite differences (central finite differences)

% repete o primeiro elemento no início para reconstituir tamanho original do vetor
x_acromio_d = [(x_acromio(2)-x_acromio(1))/(1/f_spec); x_acromio_d; (x_acromio(end)-x_acromio(end-1))/(1/f_spec)];
x_delt_d = [(x_delt(2)-x_delt(1))/(1/f_spec); x_delt_d; (x_delt(end)-x_delt(end-1))/(1/f_spec)];
x_e_d = [(x_e(2)-x_e(1))/(1/f_spec); x_e_d; (x_e(end)-x_e(end-1))/(1/f_spec)];
y_e_d = [(y_e(2)-y_e(1))/(1/f_spec); y_e_d; (y_e(end)-y_e(end-1))/(1/f_spec)];
x_br_d = [(x_br(2)-x_br(1))/(1/f_spec); x_br_d; (x_br(end)-x_br(end-1))/(1/f_spec)];
y_br_d = [(y_br(2)-y_br(1))/(1/f_spec); y_br_d; (y_br(end)-y_br(end-1))/(1/f_spec)];

spector_d = [x_acromio_d, x_delt_d, x_e_d, y_e_d, x_br_d, y_br_d];

%% filtragem do vetor spec_d
spector_d_filt = zeros(size(spector_d));
for i = 1:length(spector_d(1,:))
    spector_d_filt(:,i) = butter_zlag(fc,n,f_spec,spector_d(:,i));
end

%% Identificação das colunas da matriz spec_d_filt
x_acromio_d_filt = spector_d_filt(:,1); % derivada primeira filtrada da coordenada x da marca no acrômio
x_delt_d_filt = spector_d_filt(:,2); % derivada primeira filtrada da coordenada x da marca no acrômio
x_e_d_filt = spector_d_filt(:,3); % derivada primeira filtrada da coordenada x da marca no eixo da roda
y_e_d_filt = spector_d_filt(:,4); % derivada primeira filtrada da coordenada y da marca no eixo da roda
x_br_d_filt = spector_d_filt(:,5); % derivada primeira filtrada da coordenada x da marca no aro da roda
y_br_d_filt = spector_d_filt(:,6); % derivada primeira filtrada da coordenada y da marca no aro da roda

%% segunda derivada dos vetores de spector_d_filt por diferenças finitas (central differences)
x_acromio_dd = (x_acromio_d_filt(3:end)-x_acromio_d_filt(1:end-2))/(2/f_spec); % central finite differences (central finite differences)
x_delt_dd = (x_delt_d_filt(3:end)-x_delt_d_filt(1:end-2))/(2/f_spec); % central finite differences (central finite differences)
x_e_dd = (x_e_d_filt(3:end)-x_e_d_filt(1:end-2))/(2/f_spec); % central finite differences (central finite differences)
y_e_dd = (y_e_d_filt(3:end)-y_e_d_filt(1:end-2))/(2/f_spec); % central finite differences (central finite differences)
x_br_dd = (x_br_d_filt(3:end)-x_br_d_filt(1:end-2))/(2/f_spec); % central finite differences (central finite differences)
y_br_dd = (y_br_d_filt(3:end)-y_br_d_filt(1:end-2))/(2/f_spec); % central finite differences (central finite differences)

% repete o primeiro elemento no início para reconstituir tamanho original do vetor
x_acromio_dd = [(x_acromio_d_filt(2)-x_acromio_d_filt(1))/(1/f_spec); x_acromio_dd; (x_acromio_d_filt(end)-x_acromio_d_filt(end-1))/(1/f_spec)];
x_delt_dd = [(x_delt_d_filt(2)-x_delt_d_filt(1))/(1/f_spec); x_delt_dd; (x_delt_d_filt(end)-x_delt_d_filt(end-1))/(1/f_spec)];
x_e_dd = [(x_e_d_filt(2)-x_e_d_filt(1))/(1/f_spec); x_e_dd; (x_e_d_filt(end)-x_e_d_filt(end-1))/(1/f_spec)];
y_e_dd = [(y_e_d_filt(2)-y_e_d_filt(1))/(1/f_spec); y_e_dd; (y_e_d_filt(end)-y_e_d_filt(end-1))/(1/f_spec)];
x_br_dd = [(x_br_d_filt(2)-x_br_d_filt(1))/(1/f_spec); x_br_dd; (x_br_d_filt(end)-x_br_d_filt(end-1))/(1/f_spec)];
y_br_dd = [(y_br_d_filt(2)-y_br_d_filt(1))/(1/f_spec); y_br_dd; (y_br_d_filt(end)-y_br_d_filt(end-1))/(1/f_spec)];

%% velocidades
%% Pelo derivada da coordenada x do acrômio
v_acromio_filt = -x_acromio_d_filt;

%% Pelo derivada da coordenada x do deltoide
v_delt_filt = -x_delt_d_filt;

%% Pela derivada da coordenada x da marca do eixo
v_eixo_filt = -x_e_d_filt;

%% Pela derivada do deslocamento angular da roda no Spector
z = (y_br_filt - y_e_filt)/(x_br_filt - x_e_filt);
w_spec = (1./(1+z.^2)).*((y_br_d_filt-y_e_d_filt)/(x_br_filt - x_e_filt))-z.*(x_br_d_filt-x_e_d_filt)/(x_br_filt - x_e_filt);
v_spec_angular_filt = w_spec*rr;

%% Pela velocidade a partir dos dados de deslocamento angular do arquivo raw no Smartwheel
w_raw = diff(raw(:,4))/(1/f_smart);
w_raw = [w_raw(1); w_raw]; % repete o primeiro elemento no início para reconstituir tamanho original do vetor
v_raw_angular_unfilt = -w_raw*(pi/180)*rr;

% filtro para v_raw_angular
v_raw_angular_filt = butter_zlag(fc,n,f_smart,v_raw_angular_unfilt);

%% Pelos dados de velocidade do arquivo raw
v_raw_filt = raw_filt(:,5); % velocidade em m/s filtrada

%% Pelos dados de velocidade do arquivo format2 (f2)
v_f2_filt = f2_filt(:,2); % velocidade em m/s filtrada

%% comparação das velocidades
figure
title ('Velocidades');
hold on
plot(t_smart_raw,v_raw_filt,'r'); % plot da velocidade do arquivo raw (smartwheel)
plot(t_smart_f2+delta_raw-delta_f2,v_f2_filt,'g'); % plot da velocidade do arquivo format2 (smartwheel)
plot(t_spec+delta_raw,v_eixo_filt,'m'); % plot da velocidade pela coordenada x do eixo (Spector)
plot(t_spec+delta_raw,v_spec_angular_filt,'k'); % plot da velocidade pela derivada do deslocamento angular (Spector)
plot(t_smart_raw,v_raw_angular_filt,'c'); % plot da velocidade pela derivada do deslocamento angular (raw no Smartwheel)

```

```

plot(t_spec+delta_raw,v_acromio_filt,'b'); % plot da velocidade pela coordenada x do acrômio (Spector)
plot(delta_raw+[tci_spec; tci_spec],[0; 2.5], '--')
plot(delta_raw+[tri_spec; tri_spec],[0; 2.5], '--')
plot(delta_raw+[trf_spec; trf_spec],[0; 2.5], '--')
% legend('raw_filt','f2_filt','x eixo','ang_spec','ang raw')
legend('raw_filt','f2_filt','x eixo','ang_spec','ang raw','acromio')
grid on
hold off

%% Acelerações
%% Pelo derivada da velocidade filtrada da coordenada x do acrômio
acel_acromio = -x_acromio_dd;
%% Pelo derivada da velocidade filtrada da coordenada x do deltoide
acel_delt = -x_delt_dd;
%% Pela derivada da velocidade filtrada da coordenada x da marca do eixo
acel_e = -x_e_dd;
%% Pela derivada da velocidade a partir do deslocamento angular da roda no Spector
acel_spec_angular = (v_spec_angular_filt(3:end)-v_spec_angular_filt(1:end-2))/(2/f_spec); % central finite differences
acel_spec_angular = [(v_spec_angular_filt(2)-v_spec_angular_filt(1))/(1/f_spec); acel_spec_angular; ...
(v_spec_angular_filt(end)-v_spec_angular_filt(end-1))/(1/f_spec)];
%% Pela derivada da velocidade a partir dos dados de deslocamento angular do arquivo raw no Smartwheel
acel_raw_angular = (v_raw_angular_filt(3:end)-v_raw_angular_filt(1:end-2))/(2/f_smart); % central finite differences
acel_raw_angular = [(v_raw_angular_filt(2)-v_raw_angular_filt(1))/(1/f_smart); acel_raw_angular; ...
(v_raw_angular_filt(end)-v_raw_angular_filt(end-1))/(1/f_smart)];
%% Pela derivada dos dados de velocidade do arquivo raw
acel_raw = (v_raw_filt(3:end)-v_raw_filt(1:end-2))/(2/f_smart); % central finite differences
acel_raw = [(v_raw_filt(2)-v_raw_filt(1))/(1/f_smart); acel_raw; (v_raw_filt(end)-v_raw_filt(end-1))/(1/f_smart)];
%% Pelos derivada dos dados de velocidade do arquivo format2 (f2)
acel_f2 = (v_f2_filt(3:end)-v_f2_filt(1:end-2))/(2/f_smart); % central finite differences
acel_f2 = [(v_f2_filt(2)-v_f2_filt(1))/(1/f_smart); acel_f2; (v_f2_filt(end)-v_f2_filt(end-1))/(1/f_smart)];

%% Cálculo da posição da articulação do ombro
x_ombro_filt = x_acromio_filt; % posição do ombro exatamente alinhada com o acrômio na vertical
y_acromio_med = mean(y_acromio_filt); % coordenada y média da marca no acrômio
dao = 0.05; % distância vertical entre o acrômio e a articulação do ombro
(Gleno-umeral)[m]
y_ombro_filt_i = y_acromio_med - dao; % ombro a um distância fixa em y da média do acromio
y_ombro_filt = y_ombro_filt_i*ones(length(x_ombro_filt),1) % vetor da distância fixa em y da média do acromio

%% Cálculo das posições angulares: alpha e beta (braço e antebraço)
beta = atan2(x_ombro_filt-x_cot_filt,y_ombro_filt-y_cot_filt);
theta = atan2(x_cot_filt-x_m_filt,y_cot_filt-y_m_filt); % = alpha + beta
alpha = theta - beta;

%% Cálculo das velocidades angulares: alpha e beta (braço e antebraço)
betadd = (beta(3:end)-beta(1:end-2))/(2/f_spec); % central finite differences
betadd = [(beta(2)-beta(1))/(1/f_spec); betadd; (beta(end)-beta(end-1))/(1/f_spec)];

alphadd = (alpha(3:end)-alpha(1:end-2))/(2/f_spec); % central finite differences
alphadd = [(alpha(2)-alpha(1))/(1/f_spec); alphadd; (alpha(end)-alpha(end-1))/(1/f_spec)];

%% Cálculo das acelerações angulares: alpha e beta (braço e antebraço)
betadd = (betadd(3:end)-betadd(1:end-2))/(2/f_spec); % central finite differences
betadd = [(betadd(2)-betadd(1))/(1/f_spec); betadd; (betadd(end)-betadd(end-1))/(1/f_spec)];

alphadd = (alphadd(3:end)-alphadd(1:end-2))/(2/f_spec); % central finite differences
alphadd = [(alphadd(2)-alphadd(1))/(1/f_spec); alphadd; (alphadd(end)-alphadd(end-1))/(1/f_spec)];

%% Interpolação e "corte"
n_cut = 10; % número de frames "cortados" das extremidades dos dados de spec

spec_f = spec_filt(n_cut+1:end-n_cut,:);
alpha_f = alpha(n_cut+1:end-n_cut);
beta_f = beta(n_cut+1:end-n_cut);
alphad_f = alphad(n_cut+1:end-n_cut);
betadd_f = betadd(n_cut+1:end-n_cut);
alphadd_f = alphadd(n_cut+1:end-n_cut);
betadd_f = betadd(n_cut+1:end-n_cut);
x_ombro_f = x_ombro_filt(n_cut+1:end-n_cut);
y_ombro_f = y_ombro_filt(n_cut+1:end-n_cut);
v_acromio_f = v_acromio_filt(n_cut+1:end-n_cut);
v_eixo_f = v_eixo_filt(n_cut+1:end-n_cut);
acel_acromio_f = acel_acromio(n_cut+1:end-n_cut);
acel_eixo_f = acel_e(n_cut+1:end-n_cut);

raw_f = interp1(t_smart_raw-delta_raw,raw_filt,t_spec(n_cut+1:end-n_cut));
f2_f = interp1(t_smart_f2-delta_f2,f2_filt,t_spec(n_cut+1:end-n_cut));

t_spec_f = 0:(1/f_spec):(1/f_spec)*(length(spec_f)-1);

tci_spec_f1 = tci_spec - n_cut*(1/f_spec);
tri_spec_f1 = tri_spec - n_cut*(1/f_spec);
trf_spec_f1 = trf_spec - n_cut*(1/f_spec);

% Correção dos instantes para que coincidam exatamente (sem erros de truncamento) com aqueles no vetor t_spec_f
deltat = 0.1*(1/f_spec);
tci_spec_f = t_spec_f(t_spec_f<tci_spec_f1+deltat & t_spec_f>tci_spec_f1-deltat);
tri_spec_f = t_spec_f(t_spec_f<tri_spec_f1+deltat & t_spec_f>tri_spec_f1-deltat);
trf_spec_f = t_spec_f(t_spec_f<trf_spec_f1+deltat & t_spec_f>trf_spec_f1-deltat);

ind_vec = 1:length(t_spec_f);
ind_ci = ind_vec(t_spec_f == tci_spec_f);
ind_ri = ind_vec(t_spec_f == tri_spec_f);
ind_rf = ind_vec(t_spec_f == trf_spec_f);

%% gerador de arquivo txt que compõe os dados de movimento para simulação no OpenSin
salpha = alpha_f*180/pi;
sbeta = beta_f*180/pi;
noventa_graus_1 = 90*ones(length(sbeta),1);
noventa_graus_2 = 90*ones(length(salpha),1);
matriz = [t_spec_f', sbeta, salpha, sbeta, salpha, noventa_graus_1, noventa_graus_2]';

```

```

fileID = fopen([exp_name, 'mov_Opensim.sto'], 'w');
fprintf(fileID, '%10s %10s %10s %10s %10s %10s \n', 'time', 'shoulder_flexion_r', 'elbow_flexion_r', ...
            'shoulder_flexion_r', 'elbow_flexion_r', 'elv_angle_r', 'elv_angle_l');
fprintf(fileID, '%10.7f %10.4f %10.4f %10.4f %10.4f %10.4f %10.4f %10.4f\n', matriz);
fclose(fileID);

save([exp_name 'dados_tto'], 'spec_f',
    'alpha_f', 'beta_f', 'alphad_f', 'betad_f', 'alphadd_f', 'betadd_f', 'x_ombro_f', 'y_ombro_f', 'v_acromio_f', ...
    'v_eixo_f', 'acel_acromio_f', 'acel_eixo_f', 'raw_f', 'f2_f', 't_spec_f', 'tci_spec_f', 'tri_spec_f', 'trf_spec_f', 'ind_ci', 'ind_ri',
    'ind_rf');

```

Script da simulação da propulsão em cadeira de rodas (Membros superiores)

```

%% Coordenadas generalizadas:
% 1 - Ângulo do braço com a vertical (beta)
% 2 - Ângulo do antebraço com o Braço (alfa)
% 3 - Deslocamento do conjunto na horizontal
%% nota: os experimentos aqui são nomeados de T2 à T7. No texto da
% dissertação foram nomeados de T1 à T6, onde T2 = T1 e assim por diante.
%% -----
clear all;
close all;
clc;

%% Seleciona experimento
% T2,T3 e T4 experimentos com velocidade normal
% T5,T6 e T7 experimentos com velocidade alta
exp_name = 'T2'; % experimento
%% Seleciona tipo de movimento do ombro
% 0 - fixo
% 1 - móvel
ombro_flag = 1;
%% arquivos salvos em 'exp_name_tto_dados':
load([exp_name 'dados_tto']);

%% Parâmetros da pessoa (Winter)
% Peso do indivíduo
mP = 69.500; % [kg] massa do corpo da pessoa
mA = 2*(0.022*mP); % [kg] massa dos ante-braços + mãos
% mA = 2*(0.016*mP); % [kg] massa dos ante-braços
mB = 2*(0.028*mP); % [kg] massa dos braços
mC = (0.900*mP); % [kg] massa do corpo (tronco + pernas + cabeça)

%% Altura do indivíduo (Winter)
hPes = 1.690; % [m] altura do indivíduo

% cálculo do comprimento médio do braço
% B = 0.186*hPes;
B = ((spec_f(:,5)-x_ombro_f).^2+(spec_f(:,6)-y_ombro_f).^2).^0.5;
B = mean(B(ind_ci:(ind_ri - 1))); % comprimento médio do braço calculado pelas marcas no spector na fase de contato

% cálculo do comprimento médio do antebraço
% A = 0.253*hPes;
A = ((spec_f(:,7)-spec_f(:,5)).^2+(spec_f(:,8)-spec_f(:,6)).^2).^0.5;
A = mean(A(ind_ci:(ind_ri - 1))); % comprimento médio do antebraço calculado pelas marcas no spector na fase de contato

a = (0.682*A); % [m] distância do CG do antebraço + mãos # cotovelo
% a = (0.430*A); % [m] distância do CG do antebraço sem mãos # cotovelo
b = (0.436*B); % [m] distância do CG do braço # ombro
jA = 2*(0.022*mP*(A*0.468)^2); % [kg*m^2] momento de inércia dos dois antebraço + mãos
% jA = 2*(0.016*mP*(A*0.468)^2); % [kg*m^2] momento de inércia dos dois antebraço sem mãos
jB = 2*(0.028*mP*(B*0.322)^2); % [kg*m^2] momento de inércia dos dois braços

%% Parâmetros da cadeira
mCd = 9.52; % [kg] massa do quadro da cadeira de rodas (12.000 Kg)
m_rodal1 = 1.65; % [kg] massa da roda simples
m_rodal2 = 4.35; % [kg] massa da roda instrumentada (smartwheel)
mR = m_rodal1 + m_rodal2; % [kg] massa das duas rodas da cadeira
R1 = 0.26625; % [m] raio do aro de propulsão (diâmetro de 22 polegadas = 0.5588 m)
R2 = 0.29875; % [m] raio da roda da cadeira
R3 = 0.02; % [m] raio do cubo da roda
jR = 2*(0.185806); % [kg*m^2] momento de inércia da roda
jR_rodal1 = m_rodal1*((R1+R2)/2)^2; % [kg*m^2] momento de inércia da roda simples
jR_rodal2 = m_rodal2*((R1+R2)/2)^2; % [kg*m^2] momento de inércia da roda instrumentada
jR = jR_rodal1 + jR_rodal2; % [kg*m^2] momento de inércia das duas rodas

%% Parâmetros do conjunto
mCCd = mC + mCd; % [kg] massa do corpo + cadeira

%% Parâmetros gerais
nn = length(t_spec_f); % número de segmentos (linhas) do vetor para cada experimento
ni = (0*pi/180); % [graus] ângulo de inclinação da rampa (inclinação da rampa de entrada da Fei Predio K = 4.4 graus)
g = 9.81; % [m/s^2] aceleração da gravidade

%% Força de atrito ao rolamento --> revisar, colocar metade? ou não <--
% Nota: Para a estimativa do atrito de rolamento utilizar dados do
% experimento de desaceleração
Fatr = -20; % [N] Força de atrito de rolamento (valor negativo contra o sentido de deslocamento)

%% posição relativa entro o ombro da pessoa e eixo da roda traseira da cadeira
% Nota: se ombro for considerado fixo à cadeira, obter distância média
% horizontal de x_eixo em relação a x_ombro (negativo porque sentido de x invertido em spec)
% se posição do ombro em relação à cadeira variável, h é um vetor h = -(x_eixo-x_ombro)
%%% USAR spec_f %%%

```

```

if ombro_flag == 0 % fixo
    h = mean(-(spec_f(:,9)-x_ombro_f))*ones(nn,1); % [m] distância fixa na horizontal do ombro até o eixo da roda
    xd = v_eixo_f; % velocidade do eixo
    xdd = acel_eixo_f; % aceleração do eixo
else
    h = -(spec_f(:,9)-x_ombro_f); % [m] distância variável na horizontal do ombro até o eixo da roda
    xd = v_acromio_f; % velocidade do acrômio
    xdd = acel_acromio_f; % aceleração do acrômio
end
v = y_ombro_f - mean(spec_f(:,10)); % [m] distância na vertical do ombro até o eixo da roda
%v = mean(spec_f(:,10))-y_ombro_f; % [m] distância na vertical do ombro até o eixo da roda

%% cálculo da velocidade média e do cadência de propulsão
v_media_eixo = mean(v_eixo_f(ind_ci:ind_rf));
v_media_acromio = mean(v_acromio_f(ind_ci:ind_rf));
cadencia_prop = 1/(trf_spec_f-tci_spec_f);
porc_contato = ((tri_spec_f-tci_spec_f)*100)/(trf_spec_f-tci_spec_f);
%% Dados musculoesqueléticos obtidos do OpenSim
%% Força Isométrica Máxima
% músculos: BIClong BICshort BRA Corb Delt1 Delt2 Delt3 Infsp Lat1 Lat2 Lat3 Pec1 Pec2 Pec3 Subsc Supsp TMaj TMin TRIlal
TRIlong TRImed
vetor_Fisomaxnormal = [624.30 435.56 987.26 242.46 1142.60 1142.60 259.88 1210.84 389.10 389.10 281.66 364.41 515.41 390.55
1377.81 487.82 425.39 354.25 624.30 798.52 624.30];
Fisomaxnormal = zeros(length(t_spec_f),length(vetor_Fisomaxnormal));
for i=1:length(vetor_Fisomaxnormal)
    Fisomaxnormal(:,i)= vetor_Fisomaxnormal(i);
end
Fisomaxos = Fisomaxnormal;
Fisomax = 2*Fisomaxnormal;

%% Braço de Momento em Relação ao Ombro - por Músculo
% músculos: BIClong BICshort BRA Corb Delt1 Delt2 Delt3 Infsp Lat1 Lat2 Lat3 Pec1 Pec2 Pec3 Subsc Supsp TMaj TMin TRIlal
TRIlong TRImed
SMA = load ([exp_name '_sma.m']);
%% Braço de Momento em Relação ao Cotovelo - por Músculo
% músculos: BIClong BICshort BRA Corb Delt1 Delt2 Delt3 Infsp Lat1 Lat2 Lat3 Pec1 Pec2 Pec3 Subsc Supsp TMaj TMin TRIlal
TRIlong TRImed
EMA = load ([exp_name '_ema.m']);
%% Ativação dos músculos para cada velocidade determinada
% músculos: BIClong BICshort BRA Corb Delt1 Delt2 Delt3 Infsp Lat1 Lat2 Lat3 Pec1 Pec2 Pec3 Subsc Supsp TMaj TMin TRIlal
TRIlong TRImed
AM = load ([exp_name '_am.m']);
%AM = load ([exp_name '_am_filt.m']);
%% Forças nos Tendões (Otimização Estática)
% músculos: BIClong BICshort BRA Corb Delt1 Delt2 Delt3 Infsp Lat1 Lat2 Lat3 Pec1 Pec2 Pec3 Subsc Supsp TMaj TMin TRIlal
TRIlong TRImed
FT = load ([exp_name '_ft.m']);
%FT = load ([exp_name '_ft_filt.m']);
%% Conversão da matrizes FT's --> Transpostas
FtT = FT.';
%% Cálculo da constante Ki para as diversas velocidades
Ki = FtT./(AM.*Fisomaxos);
%% arquivos de otimização estática realizadas pelo OpenSim com forças fx e fy
% músculos das 21 colunas: BIClong BICshort BRA Corb Delt1 Delt2 Delt3 Infsp Lat1 Lat2 Lat3 Pec1 Pec2 Pec3 Subsc Supsp TMaj
TMin TRIlal TRIlong TRImed
AM_Openopt = load([exp_name '_Open_opt_am.m']);
FT_Openopt = load([exp_name '_Open_opt_ft.m']);

%% Equacionamento
tau = zeros(2,nn);
Fxy_i = zeros(2,nn);
Fxy_a = zeros(2,nn);
Fxy_g = zeros(2,nn);
Fxy = zeros(2,nn);

for i = 1:nn
    gama = gamav(i);

    fx_fy_forces = 2*[raw_f(i,19); raw_f(i,20)];

    Fxy(:,i) = fx_fy_forces;

    beta = beta_f(i);
    alpha = alpha_f(i);

    alphad = alphad_f(i);
    betad = betad_f(i);

    alphadd = alphadd_f(i);
    betadd = betadd_f(i);

    qd = [xd(i); betad; alphad];
    qdd = [xdd(i); betadd; alphadd];

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

    %% Matriz de massa do modelo, onde: M=Jt*MM*Jd
    M = [mA+mB+mCCd+mR+(jR/R2^2), mA*(a*cos(beta+alpha)+B*cos(beta))+b*mB*cos(beta),
a*mA*cos(beta+alpha);
        mA*(a*cos(beta+alpha)+B*cos(beta))+b*mB*cos(beta), mA*B^2+2*mA*cos(alpha)*B*a+mA*a^2+mB*b^2+jA+jB,
mA*a^2 + B*mA*cos(alpha)*a + jA;
        a*mA*cos(beta+alpha), mA*a^2 + B*mA*cos(alpha)*a + jA,
mA*a^2+jA];

    %% Matriz de forças generalizadas (coriolis e centrífugas) resultado da equação k=Jt*MM*Jd*qd
    k = [-betad*(mA*(a*sin(beta+alpha))*(betad+alphad)+B*betad*sin(beta)) + b*betad*mB*sin(beta) -
a*alphad*mA*sin(beta+alpha)*(betad+alphad);
        -B*a*alphad*mA*sin(alpha)*(alphad+2*betad);
        B*a*betad^2*mA*sin(alpha)];

```

```

%% Vetor de forças generalizadas externas dividido em quatro partes: Kg, D, H e Q
% parcela "Kg" forças gravitacionais (Kg = Jt*fe1)
gx = g*sin(ni);
gy = g*cos(ni);
fe1 = [-mCCd*gx; -mB*gx; -mB*gy; -mA*gx; -mA*gy; -mR*gx; 0; 0; 0];
kg = Jt*fe1;
% parcela "G" de entrada Fx e Fy, forças de contato entre mão e aro de propulsão (G = Jt*fe2)
fe2 = [0 0; 0 0; 0 0; -1 0; 0 -1; 1 0; 0 0; -(A-a)*cos(alpha+beta) -(A-a)*sin(alpha+beta); -R1*sin(gama) -
R1*cos(gama)];
G = Jt*fe2;
% parcela "H" de entrada dos momentos externos Tau0 e TauC (H = Jt*fe3)
fe3 = [0 0; 0 0; 0 0; 0 0; 0 0; 0 0; 1 -1; 0 1; 0 0];
H = Jt*fe3;
% parcela "Q" de resistência ao rolamento (Q = Jt*fe4)
fe4 = [1; 0; 0; 0; 0; 0; 0; 0; 0];
Q = Jt*fe4;
% Cálculo dos momentos articulares (DINÂMICA INVERSA)
taul = inv(H(2:3,:))*(M(2:3,:)*qdd + k(2:3) - kg(2:3) - G(2:3,:)*fx_fy_forces);
% taul = H(2:3,:)\(M(2:3,:)*qdd + k(2:3) - kg(2:3) - G(2:3,:)*fx_fy_forces); % mais eficiente numericamente
tau(:,i) = taul;
%% Valores iniciais do otimizador
P0 = zeros(21,1);
%% Valores de limites das ativações
% Limite inferior da ativação muscular - Opensim
LB = zeros(21,1);
% Limite superior da ativação muscular - opensim
UB = ones(21,1);
%% Vetor beq da restrição linear da otimização
beq = taul;
%% Matriz Aeq da restrição linear da otimização
Aeq = [Ki(i,:).*Fisomax(i,:).*SMA(i,:);
Ki(i,:).*Fisomax(i,:).*EMA(i,:)];
%% Otimizador
HH = diag(ones(1,21));
[Popt(:,i),EVAL(i),EXITFLAG(i)] = quadprog(HH,[],[],[],[],Aeq,beq,UB);
CUSTO(i) = 2*EVAL(i);
if EXITFLAG(i) ~= 1
warning('NÃO CONVERGIU!!');
i
pause
end

%% Contribuição individual dos músculos ao momento
tau0_musc(:,i) = Aeq(1,:).*Popt(:,i);
tauC_musc(:,i) = Aeq(2,:).*Popt(:,i);
%% Contribuição das forças inerciais para forças na mão
Fxy_i(:,i) = inv(G(2:3,:))*(M(2:3,:)*qdd + k(2:3));
%% Contribuição das forças gravitacionais para forças na mão
Fxy_g(:,i) = inv(G(2:3,:))*(-kg(2:3));
%% Contribuição das forças ativas para forças na mão
Fxy_a(:,i) = inv(G(2:3,:))*(-H(2:3,:)*Aeq*Popt(:,i));
%Fxy_a_l(:,i) = fx_fy_forces - Fxy_i(:,i) - Fxy_g(:,i); % forma alternativa de cálculo
%% Contribuição das forças inerciais para momentos articulares
tau_i(:,i) = inv(H(2:3,:))*(M(2:3,:)*qdd + k(2:3));
%% Contribuição das forças gravitacionais para momentos articulares
tau_g(:,i) = inv(H(2:3,:))*(- kg(2:3));
%% Contribuição das forças ativas para momentos articulares
tau_a(:,i) = inv(H(2:3,:))*(- G(2:3,:)*fx_fy_forces);
%tau_a_l(:,i) = taul-tau_i(:,i)-tau_g(:,i); % forma alternativa de cálculo
end

%% arquivos salvos plot dos graficos
save([exp_name
'_dados_finais'],'SMA','EMA','FT','AM','Ki','Popt','tau','tau0_musc','tauC_musc','Fxy','Fxy_i','Fxy_g','Fxy_a','tau_i','tau_g
','tau_a','tci_spec_f','tri_spec_f','trf_spec_f','ind_ci','ind_ri','ind_rf','spec_f','alpha_f','beta_f','alphad_f','betad_f',
'alphadd_f','betadd_f','x_ombro_f','y_ombro_f','v_acromio_f','v_eixo_f','acel_acromio_f','acel_eixo_f','raw_f','f2_f','t_spec
_f','porc_contato');

```