

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ABC  
CENTRO DE ENGENHARIA, MODELAGEM E CIÊNCIAS SOCIAIS APLICADAS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Kristy Alejandra Godoy Jaimes

Avaliação biomecânica de usuários de cadeira de rodas manual

Dissertação de Mestrado  
Santo André – SP  
2016

Kristy Alejandra Godoy Jaimes

## Avaliação biomecânica de usuários de cadeira de rodas manual

Dissertação apresentada ao Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas da Universidade Federal do ABC, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica. Linha de pesquisa: Biomecânica, reabilitação e tecnologia assistiva.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Duarte

Santo André – SP

2016

Godoy Jaimes, Kristy Alejandra

Avaliação biomecânica de usuários de cadeira de rodas manual /  
Kristy Alejandra Godoy Jaimes. — 2016.

98 fls. : il.

Orientador: Marcos Duarte

Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do ABC, Programa  
de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Santo André, 2016.

1. Cadeirantes. 2. Propulsão. 3. Biomecânica. 4. Dinamômetro. I.  
Duarte, Marcos. II. Programa de Pós-Graduação em Engenharia  
Biomédica, 2016. III. Título.

## **Resumo**

A prescrição e utilização adequadas de cadeira de rodas depende em geral da avaliação das características antropométricas e funcionais do usuário, bem como de características biomecânicas, fisiológicas e comportamentais relacionadas à postura e ao movimento do indivíduo em condições típicas de utilização. Parte importante para determinar se a cadeira de rodas está adequada, e se a pessoa a usa da forma correta, é realizar uma avaliação biomecânica da pessoa utilizando a cadeira de rodas e quantificar a postura e os movimentos, e idealmente, também medir as forças e torques gerados quando a pessoa toca o aro de propulsão. Neste contexto, este projeto tem dois objetivos principais: 1. Implementar um serviço de avaliação biomecânica para usuários de cadeira de rodas manual; 2. Analisar o efeito da velocidade de locomoção sobre a demanda mecânica de usuários de cadeira de rodas manual. Documenta-se aqui um protocolo implementado para a avaliação de cadeirantes, o qual foi aplicado a quatro voluntários. Os resultados da avaliação foram comparados com valores esperados segundo uma base de dados de referência. Adicionalmente foi realizada uma avaliação biomecânica de três voluntários para o cumprimento do segundo objetivo. Os voluntários foram avaliados propelindo a cadeira de rodas em duas velocidades diferentes, confortável e rápida. Os valores dos ângulos e momentos articulares foram reportados e analisados.

Palavras chaves: cadeirantes, propulsão, biomecânica, dinamômetro.

## **Abstract**

The appropriate prescription and use of a wheelchair depend on anthropometric and functional characteristics, as well as on biomechanical, physiological and behavioral characteristics related to the individual's posture and movement in typical conditions of use. An important component to determine whether the wheelchair is the correct one and whether the person is using it adequately is a biomechanical evaluation of the person using the wheelchair to quantify the posture and movement, and ideally, to measure the forces and torques applied to the wheel while the person propels the hand rim. In this context, this project has two main objectives: 1. to implement a biomechanical assessment service for manual wheelchair users; 2. to analyze the effect of speed on the mechanical demand of manual wheelchair users. Here is documented and implemented a protocol to assess manual wheelchair users, which was applied to four volunteers. The results were compared against expected values from a reference database. Moreover, three people went through biomechanical evaluation in order to fulfill the second objective. The volunteers had to propel the wheelchair at two different speeds, comfortable and fast. Articular angles and moments were reported and analyzed.

Key words: wheelchair users, propulsion, biomechanics, dynamometer.

# **Sumário**

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>15</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>17</b>
2.1	Cadeiras de Rodas.....	17
2.2	Biomecânica da propulsão da cadeira de rodas manual.....	21
2.3	Dinamômetro.....	24
2.3.1	Informação técnica.....	28
2.3.2	Caracterização da Smartwheel .....	29
2.3.3	Software: SmartWheel Session Wizard .....	31
2.3.4	Protocolo clínico da SmartWheel .....	32
<b>3</b>	<b>OBJETIVOS.....</b>	<b>35</b>
<b>4</b>	<b>PROTOCOLOS DE AVALIAÇÃO DE USUÁRIO DE CADEIRA DE RODAS MANUAL USANDO SMARTWHEEL.....</b>	<b>37</b>
4.1	Protocolos padronizados da SmartWheel .....	37
4.1.1	Instruções gerais.....	38
4.1.2	Protocolos clínicos da SmartWheel .....	40
4.2	Relatório.....	45
4.3	Avaliação de cadeirantes .....	48
4.4	Discussão sobre o protocolo implementado.....	50
<b>5</b>	<b>EFEITO DA VELOCIDADE DE LOCOMOÇÃO SOBRE A DEMANDA MECÂNICA.....</b>	<b>51</b>
5.1	Sujeitos .....	51
5.2	Sobre a coleta de dados .....	52
5.2.1	Medidas antropométricas e informação geral .....	52
5.2.2	Instrumentação e registro das tentativas .....	53
5.3	Processamento .....	56

5.4	Resultados .....	59
5.4.1	Sujeito 1 .....	59
5.4.2	Sujeito 2 .....	71
5.4.3	Sujeito 3 .....	82
5.5	Discussão sobre o efeito da velocidade na demanda mecânica nos voluntários avaliados.....	93
<b>CONCLUSÕES</b>	.....	<b>95</b>
<b>6</b>	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>97</b>

## **1 Introdução**

De acordo com a Cartilha do censo 2010 - Pessoas com deficiência [1], 7% da população brasileira têm alguma deficiência motora e 1,6% da população não consegue locomover-se de modo algum. Como expresso nesta cartilha, é fundamental oferecer para as pessoas com deficiências oportunidades iguais de educação, trabalho e serviço de saúde, para que essas pessoas possam ser incluídas integralmente na sociedade e ter uma vida independente e produtiva. Neste contexto, a cadeira de rodas é o principal e mais comum equipamento para permitir mobilidade às pessoas com dificuldades severas de locomoção. Infelizmente, o uso de cadeira de rodas está associado a lesões nos membros superiores dos cadeirantes, nos Estados Unidos estima-se que cerca de 70% dos 1,5 milhão de usuários de cadeira de rodas manual irão ter lesões nos membros superiores em algum momento de sua vida [2].

A adequada prescrição e utilização de cadeira de rodas para uma pessoa depende, em geral, da avaliação das características antropométricas e funcionais da pessoa, bem como de características biomecânicas, fisiológicas e comportamentais relacionadas à postura e movimento do indivíduo em condições típicas de utilização [3, 4]. Parte importante para determinar se a cadeira de rodas está adequada e se a pessoa a usa da maneira correta é realizar uma avaliação biomecânica para medir os movimentos, postura, e as forças e torques gerados pela pessoa quando toca o aro de propulsão. Este tipo de avaliação pode ser realizado por um laboratório de análise do movimento. Há laboratórios fora do Brasil que oferecem este serviço, mas, infelizmente, não temos conhecimento de algum no Brasil. Para atender esta demanda, é necessária a criação de um serviço de avaliação biomecânica do movimento de cadeirantes de rodas manual.

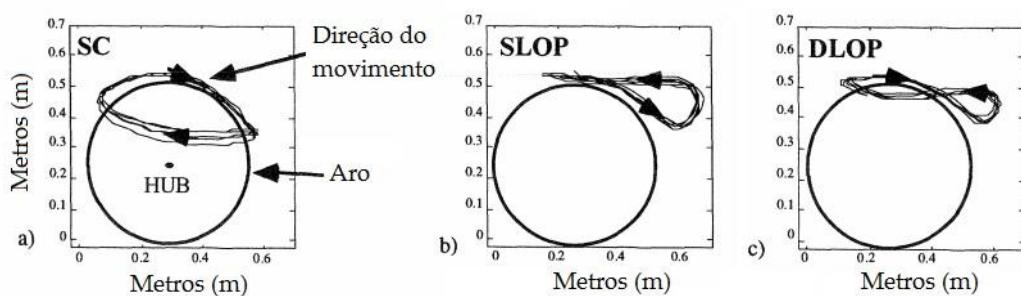
A avaliação biomecânica do movimento de pessoas durante a propulsão da cadeira de rodas segue princípios similares à avaliação biomecânica da marcha humana, por exemplo. A ideia é registrar o movimento dos segmentos de interesse, medir diretamente ou estimar todas as forças e torques possíveis, e estimar por algum modelo físico-matemático (por exemplo, usando dinâmica inversa) as forças e torques de interesse até então desconhecidas. Tipicamente, na avaliação da marcha humana se está interessado em descrever o comportamento das articulações tornozelo, joelho

e quadril. De forma similar, para a propulsão da cadeira de rodas, se está interessado em descrever o comportamento das articulações punho, cotovelo e ombro, mas quanto à incidência, prevenção e reabilitação de lesões do cadeirante, a articulação do ombro é quase o único foco de interesse. Uma particularidade da propulsão da cadeira de rodas é o padrão de propulsão, movimento seguido pela mão para movimentar a roda e locomover a cadeira. Na Figura 1 pode-se observar alguns desses padrões. A forma como estas diferentes técnicas são utilizadas está associada à demanda mecânica e à incidência de lesões nos membros superiores e tem sido alvo de intensa pesquisa [5, 6, 7]. A demanda mecânica sobre as articulações do cadeirante, similar à marcha humana, também é influenciada pela velocidade de locomoção [6]. No entanto, os efeitos combinados de diferentes velocidades e técnicas de propulsão sobre a demanda mecânica nos membros superiores ainda não são claros o suficiente para um diagnóstico e prescrição do padrão de movimento adequado a um cadeirante. É necessário determinar como estes fatores combinados afetam o padrão de movimento e a demanda articular para padronização da avaliação biomecânica do cadeirante.

Em uma tentativa de dar respostas às duas necessidades anteriormente mencionadas, é exposto aqui o resultado do trabalho de dois anos, o qual teve como objetivos principais implementar um serviço de avaliação biomecânica de usuários de cadeira de rodas manual, e analisar o efeito da velocidade de locomoção sobre a demanda mecânica em usuários de cadeira de rodas manual.

A primeira parte do documento contempla uma revisão bibliográfica e definições para contextualizar o leitor. Depois são apresentados os objetivos da pesquisa, seguidos dos capítulos onde são desenvolvidos os métodos e apresentados os resultados, com as correspondentes discussões. Finalizando com as conclusões.

Figura 1. Padrões do movimento da propulsão da cadeira de rodas. Semicircular (SC), Single looping over propulsion (SLOP), e double looping over propulsion (DLOP).



Fonte:

Modificada (Shimada et al., 1998)

## **2 Revisão bibliográfica**

### **2.1 Cadeiras de Rodas**

A Organização Mundial da Saúde estima que pelo menos 1% da população mundial precisa de uma cadeira de rodas [8]. O avanço da tecnologia tem permitido o desenvolvimento de cadeiras de rodas que se adaptam melhor ao usuário e às suas necessidades. O uso da cadeira de rodas tem sido ampliado em parte devido ao envelhecimento da população acompanhado com o aumento de expectativa de vida e também devido a maior preocupação dos governos e organizações mundiais por integrar pessoas com deficiências à sociedade [9].

Há diferentes tipos de cadeiras de rodas: manuais, motorizadas e assistidas. As cadeiras de rodas manuais precisam de uma pessoa para realizar a propulsão da cadeira de rodas, seja o próprio cadeirante ou uma pessoa que empurra a cadeira, são cadeiras mais simples e de uso mais comum. As cadeiras de rodas motorizadas são aquelas que contam com um motor integrado para se movimentar, geralmente são controladas por meio de joystick. As cadeiras de rodas assistidas são aquelas às quais é adaptado algum sistema para assistir a propulsão da cadeira, por exemplo um mecanismo que pode ser adaptado para amplificar o impulso dado, assim o usuário não precisa impulsar a cadeira de rodas tanto quanto se não tivesse o mecanismo, além de dar assistência em planos inclinados [10].

A norma técnica ISO 9999:2011, intitulada *Assistive products for persons with disability-Classification and terminology*, estabelece a classificação dos produtos de apoio, produzidos especialmente ou disponíveis no mercado, para pessoas com deficiências. Nessa classificação as cadeiras de rodas entram na classe de produtos de apoio para a mobilidade pessoal, correspondente ao índice 12, nas subclasses 12 22 e 12 23 que se referem, respectivamente, a cadeiras de rodas de propulsão manual e cadeira de rodas de propulsão motorizada. Na classificação das primeiras estão inclusos os dispositivos que proporcionam mobilidade sobre rodas e suporte corporal, e que são dirigidas pelo ocupante ou outra pessoa, e também as cadeiras com sistemas de elevação manual (para o usuário ficar apoiado nos pés), cadeiras de rodas manuais reclináveis, para neve, praia e piscina, e são subdivididas assim:

- 12 22 03 cadeiras de rodas bimanuais dirigidas pela roda traseira;
- 12 22 06 cadeiras de rodas bimanuais dirigidas por alavanca;
- 12 22 09 cadeiras de rodas de propulsão manual, de condução monolateral;
- 12 22 12 cadeiras de rodas de potência assistida propelidas manualmente;
- 12 22 15 cadeiras de rodas movidas a pé;
- 12 22 18 cadeiras de rodas manuais controlada por ajudante;
- 12 22 21 cadeiras de rodas manuais de propulsão assistida controlada por ajudante;

A classificação de cadeiras de rodas de propulsão motorizada inclui os dispositivos com propulsão por motor que proporcionam mobilidade sobre rodas e suporte corporal e as cadeiras motorizadas com sistema de elevação elétrico, cadeiras de rodas motorizadas reclináveis, cadeiras de rodas motorizadas com assentos elevados ou inclinados, cadeiras de rodas motorizadas para neve e praia. Essas são subdivididas assim:

- 12 23 03 cadeiras de rodas propelidas eletricamente e com direcionamento manual. Os scooters estão inclusos aqui;
- 12 23 06 cadeiras de rodas propelidas eletricamente e com direcionamento elétrico;
- 12 23 09 cadeiras de rodas propelidas por combustão;
- 12 23 12 cadeiras de rodas motorizadas controladas por ajudante;

As cadeiras de rodas manuais são usadas, geralmente, por pessoas que possuem força e controle do tronco e membros superiores, e são geralmente prescritas nas seguintes situações [10]: lesão medular ao nível da I vértebra torácica ou embaixo, e alguns casos aos níveis da VI ou VII vértebra cervical; espinha bífida; estágios iniciais de esclerose múltipla; amputações dos membros inferiores; sequela de pólio afetando só membros inferiores; artrites; acidente vascular encefálico; doenças cardiopulmonares.

Há casos nos quais uma cadeira de rodas manual é recomendada para pacientes que não tem a capacidade de controlar uma cadeira de roda elétrica nem propelir uma manual, nesse caso é um acompanhante que empurra a cadeira [10].

A escolha da cadeira de rodas para o usuário é um processo complexo e crítico já que afeta diretamente o usuário, tanto nas tarefas rotineiras como a integridade física. Di Marco e colaboradores (2003) estabeleceram três variáveis interligadas no processo de prescrição de uma cadeira de rodas: o usuário, suas necessidades, habilidades e preferências; a tecnologia disponível; e as demandas ambientais do lugar onde vai ser usada. Eles também mencionam que o processo é determinante nos seguintes fatores: abandono do uso da cadeira de rodas, satisfação do usuário, postura e conforto [11]. No processo é importante levar em conta aspectos médicos, físicos, sociais e expectativas do usuário. A informação não deve ser coletada unicamente do usuário, também é importante conhecer a perspectiva e as expectativas das pessoas que vão acompanhar o processo e que são parte fundamental da vida do cadeirante.

Long e Hillman (2014) propõem uma lista como guia na avaliação de cadeirante na procura de uma cadeira de rodas. O primeiro item é obter, do próprio usuário e acompanhantes, uma lista de problemas, necessidades e objetivos que eles esperam resolver e atingir com a cadeira de rodas. O segundo item que eles citam é o clínico, que inclui informação sobre o diagnóstico, a progressão, o estado de saúde, se o usuário está em algum programa de reabilitação e em que estado está, se tem algum comprometimento neural e cognitivo, cirurgias anteriores e consequentes, o estado das articulações como o quadril, punho, cotovelo e ombro, a continência urinária e como esse fator é controlado, avaliação do controle motor, comunicação, peso, altura, entre outros elementos. O terceiro item contemplado são os fatores sociais, funcionais e ambientais, aqui a ideia é coletar informações da funcionalidade requerida da cadeira de rodas, se o usuário vai usar a cadeira o dia inteiro ou só por curtos períodos de tempo, saber a ocupação ou profissão, as expectativas de atividades de lazer ou estudos, a habilidade para fazer tarefas rotineiras, dificuldades para comer, beber, as necessidades posturais, como as transferências do cadeirante podem ser feitas, o meio de transporte, etc. O quarto item apresenta as medidas antropométricas necessárias para poder determinar o tamanho da cadeira de rodas, largura do quadril, profundidade do assento, comprimento da perna, comprimento das costas o qual vai

depender do controle que o cadeirante tenha sobre o tronco, pescoço e cabeça, comprimento do suporte sacral, altura para o apoio da cabeça em caso de precisar, altura dos apoios de braços, largura do tronco, comprimento de ombro a ombro [9].

Um aspecto importante na escolha e personalização de uma cadeira de rodas para uma pessoa que vai passar a maior parte do tempo usando-a é a ergonomia. Se a cadeira de rodas, tanto o encosto quanto o assento e lugares de apoio, não oferece ao usuário o suporte postural necessário, o mais provável é que o usuário seja afetado por contraturas musculares e deformações que podem pôr em risco a saúde, como nos casos de escolioses e espasticidade.

Os principais componentes de uma cadeira de rodas são: quadro (*frame*), assento, encosto, apoia braços, apoia pés e rodas.

O quadro é a estrutura, normalmente metálica, na qual são contidas as outras partes da cadeira de rodas. O peso do cadeirante é distribuído nessa estrutura. Para facilitar o transporte da cadeira de rodas existem quadros que podem ser dobrados na parte do encosto, ou por outros mecanismos, e são esses que vão determinar a forma do quadro.

O assento é um elemento crítico porque faz contato direto com a pessoa e na maioria dos casos suporta a maior parte do peso corporal. Para a escolha ou desenho do assento é importante considerar os pontos de tolerância à pressão do quadril e coxas, e saber distribuir a cargas nesses pontos. Pessoas com pouca tolerância à pressão são suscetíveis ao desenvolvimento de escaras. Outro fator que vai determinar a forma do assento é a postura da pessoa e a condição muscular dos membros inferiores.

O encosto, como o assento, geralmente é ponto de contato direto, e em algumas ocasiões pode suportar grande parte do peso, portanto, é determinado tanto pela postura como pelo controle motor do tronco. Dependendo desse controle o encosto precisará ser mais comprido para dar apoio à cabeça também, ou não, e só dar apoio a parte das costas.

Os apoia braços e apoia pés tem a função, como seus nomes o indicam, de dar apoio às extremidades. A posição deles vai depender dos comprimentos das extremidades correspondentes. No caso do apoia braço, é relevante porque uma localização errada poderia submeter os músculos do membro superior a esforços desnecessário enquanto a pessoa não está usando os braços para se locomover. Por

exemplo, um apoia braço mais alto provocará que a pessoa adote uma postura com ombros elevados submetendo os músculos elevadores de ombro a esforços inúteis. A distância entre os apoia braços é um fator determinante na largura da cadeira de rodas, a qual é importante para garantir a passagem por portas e corredores. No caso dos apoia pés, também deve-se considerar a altura a partir do chão, para facilitar a mobilidade do cadeirante sobre degraus, superfícies irregulares, etc.

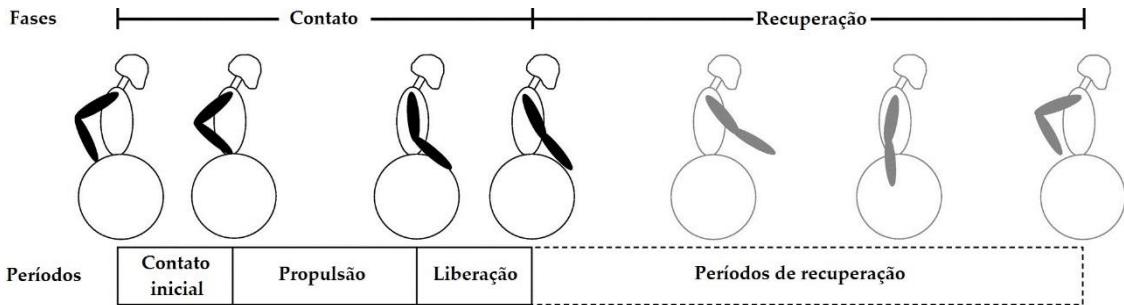
Uma cadeira de rodas manual genérica tem quatro rodas, duas dianteiras e duas traseiras. As rodas traseiras geralmente têm um diâmetro de 60,96 centímetros para adultos e 55,88 centímetros para crianças, e as dianteiras, também chamadas casters ou castors, têm um diâmetro entre 5,08 e 20,32 centímetros. Tipicamente, às rodas traseiras está unido o aro de impulsão, principal ponto de contato com as mãos na propulsão [10].

A redução da velocidade de uma cadeira de rodas manual geralmente se consegue travando as rodas traseiras com as mãos. Ainda mais, as cadeiras possuem alavancas, que bloqueiam as rodas traseiras, por exemplo no momento de fazer transferência do usuário da cadeira de rodas para um assento, ou quando se está em um lugar inclinado para a cadeira de rodas não ir no sentido contrário ao desejado.

## 2.2 Biomecânica da propulsão da cadeira de rodas manual

A propulsão da cadeira de rodas é uma tarefa repetitiva, e pode ser analisada dividindo-a em ciclos, assim como realizadas para a marcha bípede. Tradicionalmente o ciclo da propulsão da cadeira de rodas tem sido dividido em duas fases, propulsão e recuperação [12, 13, 14]. A fase de propulsão começa quando a mão segura o aro e aplica força tangencial para movimentar a roda, e termina assim que a mão solta o aro, instante que também marca o início da fase de recuperação, a qual termina quando a mão volta para ter contato com o aro para começar um novo ciclo. Kwarciak e colaboradores (2009) definiram o ciclo com as fases de contato e recuperação. Eles preferiram contato no lugar de propulsão porque encontraram que existem momentos em que, embora a mão esteja em contato com o aro, não há força de propulsão, assim, eles definiram períodos dentro da fase de contato: contato inicial, propulsão e liberação (Figura 2). Os períodos de contato inicial e liberação são momentos nos quais a força aplicada leva a momentos de frenagem e perda de energia [15].

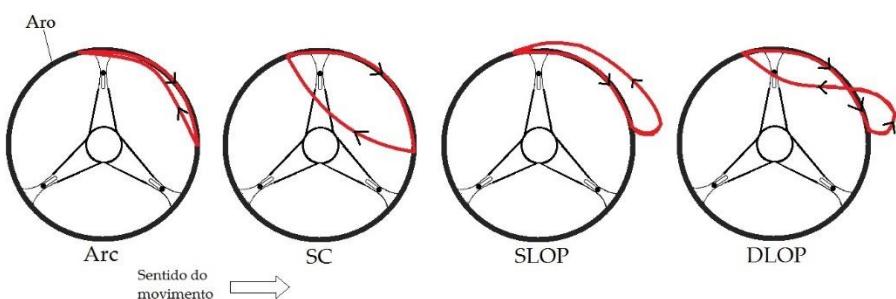
Figura 2. Definição do ciclo de propulsão da cadeira de rodas



Fonte: (Kwarcia, et al., 2009).

Normalmente na fase de contato a trajetória da mão, em contato com o aro, é guiada pela trajetória da roda, não obstante, durante a fase de recuperação a mão pode seguir diferentes trajetórias, essas trajetórias têm sido definidas na literatura como padrões de propulsão. Existem quatro padrões de propulsão: semicircular (SC), *single loop over propulsion* (SLOP), *double loop over propulsion* (DLOP) e *arcing* (ARC) [13, 5]. A característica principal do padrão SC é que a mão passa embaixo da parte superior do aro, seguindo uma trajetória semicircular quando está voltando ao ponto de contato inicial, na fase de recuperação. No caso do SLOP a mão se levanta sobre o aro na fase de recuperação. Por outro lado, no DLOP a mão também se levanta sobre o aro, mas o cruza e passa-o por embaixo durante a fase de recuperação. No padrão ARC a mão segue a trajetória de um arco acompanhando o aro [5]. As Figura 3 eFigura 4 mostram os quatro padrões descritos anteriormente. Os gráficos mostram a trajetória do deslocamento de um marcador localizado na cabeça do terceiro ou segundo osso metacarpo, as linhas pretas da direita em cada gráfico, na Figura 4, representam o início da fase de contato, e as linhas pretas no lado esquerdo representam o final. Note-se que a trajetória da fase de contato é similar nos quatro padrões.

Figura 3. Representação gráfica dos padrões de propulsão

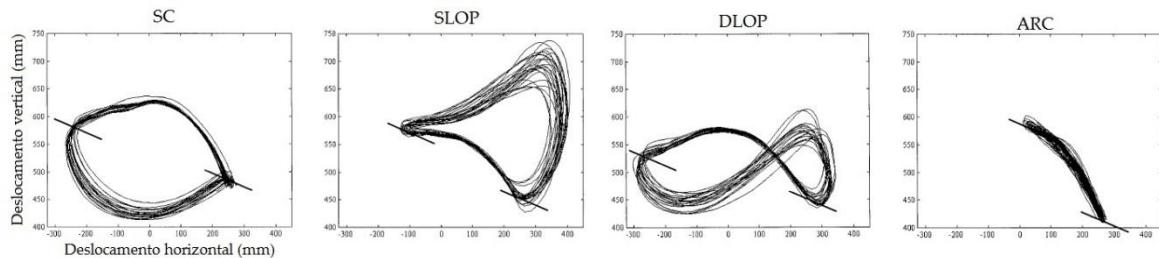


Fonte: Autor

As pesquisas sobre a biomecânica da propulsão vêm aumentando pela necessidade de conhecer e entender as altas cargas mecânicas nos membros superiores, as quais geralmente levam ao desenvolvimento de lesões por sobrecarga nas articulações do punho, cotovelo e ombro [16].

Dellabianca e colaboradores descreveram o movimento do braço durante a propulsão da cadeira de rodas [14]. Eles afirmaram que durante o começo da fase de propulsão o ombro é abduzido a  $70^\circ$  aproximadamente, é depois estendido e rotacionado internamente, terminando flexionado e girado externamente no final da fase. O cotovelo está flexionado na fase de propulsão, começando aproximadamente em  $60^\circ$ , desde o ponto mais distante do chão, e vai se estendendo até chegar ao ponto mais próximo do chão, quase no começo da fase de recuperação [14].

Figura 4. Gráficos da posição horizontal vs. Vertical de um marcador localizado na cabeça do terceiro osso metacarpo



Fonte: Modificada (Boninger et al., 2002)

Boninger e colaboradores (1998) observaram que durante a fase de contato a tendência do braço é diminuir a rotação interna e a abdução, e que o ombro passa de extensão para flexão, similar à afirmação de Dellabianca e colaboradores (2013), e que o cotovelo no começo da fase de propulsão passa de uma posição de maior extensão, transição recuperação para propulsão, para a posição de maior flexão, e a partir da metade da fase o cotovelo vai se estendendo até que a mão solta o aro [17].

Na dinâmica da propulsão da cadeira de rodas, Collinger e colaboradores (2008) observaram que a carga máxima sobre a articulação do ombro é aplicada no começo da fase de contato, assim que a mão exerce força no aro para fazer rodar a roda para avançar. Também notaram que, no ombro, as maiores forças aplicadas foram a posterior e inferior. A primeira sendo resultado de forças aplicadasativamente ao aro, e a segunda sendo consequência do peso do braço [6].

## 2.3 Dinamômetro

O dinamômetro, SmartWheel (SW), é uma roda instrumentada (Out-Front, Mesa, AZ, USA), validada e disponível comercialmente, capaz de medir os três componentes de força e momento aplicados ao aro da roda pelo cadeirante. Após anos de avaliação e aprimoramento do sistema, a SW é agora um dos dispositivos usados para a análise biomecânica da propulsão da cadeira de rodas (Figura 5).

A SW tem sido utilizada para diferentes estudos, incluindo descrever a biomecânica do membro superior na propulsão da cadeira de rodas [18, 19, 20, 21, 13], analisar a influência da propulsão da cadeira de rodas no nervo mediano [22], avaliar o efeito sobre a propulsão, do peso da cadeira, tipo de superfície, tipo de pneu, posicionamento do eixo traseiro, entre outros fatores [23, 24, 25], estudar a relação entre a biomecânica da propulsão e patologias do ombro [26, 19, 27].

Figura 5. Roda com dinamômetro (SW) adaptada à cadeira



Fonte: Autor

A Tabela 1 contém artigos sobre biomecânica da propulsão de cadeira de rodas que reportaram o uso da SmartWheel. Uma das informações extraídas desses artigos foi a forma de detecção das fases da propulsão utilizando os sinais do dispositivo.

Tabela 1. Recopilação de artigos que reportaram o uso da SmartWheel

Autores	Ano	Título original	Objetivo principal	N	Detecção do começo e final da fase de propulsão
<b>C=cadeirante; NC=não cadeirante</b>					
Chandrasekaran Jayaraman, Moon Yaejin, Jacob J. Sosnoff [28]	2016	Shoulder pain and time dependent structure in wheelchair propulsion variability.	Examinar se os parâmetros dependentes do tempo na propulsão da cadeira de rodas têm relação com dor no ombro.	27C	Momento no aro (Mz) maior e menor que 1 Nm respectivamente.

Autores	Ano	Título original	Objetivo principal	N	Detecção do começo e final da fase de propulsão
<b>C=cadeirante; NC=não cadeirante</b>					
Dany H. Gagnon, Camille Jouval, Félix Chénier [29]	2016	Estimating pushing temporal and kinetic measures using an instrumented treadmill during wheelchair propulsion: A concurrent validity study.	Examinar se há associações fortes entre as medidas coletadas por uma esteira instrumentada (medida indireta) e as medidas coletadas por uma roda instrumentada (medida direta).	16C	Limiar de 2.3 Nm (15% da media grupal do momento propulsivo máximo) e 0.5 Nm (3% da media grupal do momento propulsivo máximo) respectivamente.
Jonathan S. Slowik, Jill L. McNitt-Gray, Philip S. Requejo, Sara J. Mulroy, Richard R. Neptune [30]	2016	Compensatory strategies during manual wheelchair propulsion in response to weakness in individual muscle groups: A simulation study.	Usar simulações e dinâmica direta da propulsão de cadeira de rodas manual para identificar estratégias compensatórias que podem ser utilizadas para superar as debilidades em grupos musculares individuais e identificar estratégias específicas que podem incrementar o risco de lesão.	12C	Limiar de força total de 5 N.
Jonathan S. Slowik, Philip S. Requejo, Sara J. Mulroy, Richard R. Neptune [31]	2016	The influence of wheelchair propulsion hand pattern on upper extremity muscle power and stress.	Usar modelamento musculoesquelético e simulações de dinâmica direta para investigar a influência do padrão de propulsão utilizado sobre medidas específicas da demanda muscular de membro superior.	223 C	Limiar de força total de 5 N.
Chandrasekaran Jayaraman, Carolyn L. Beck, Jacob J. Sosnoff [32]	2015	Shoulder pain and jerk during recovery phase of manual wheelchair propulsion.	Determinar se indivíduos com padrão SC mostram valores menores da derivada temporal da aceleração (jerk) nas articulações durante a fase de recuperação comparados com indivíduos com padrão DLOP.	22C	Momento no aro (Mz) maior e menor que 1 Nm respectivamente por pelo menos dez segundos.
Jonathan S. Slowik, Philip S. Requejo, c, Sara J. Mulroy, Richard R. Neptune [33]	2015	The influence of speed and grade on wheelchair propulsion hand pattern.	Desenvolver um grupo de parâmetros quantitativos para caracterizar padrões de mão e determinar a influência da velocidade de propulsão e grau de inclinação sobre os padrões preferidos pelos usuários.	170 C	Limiar de força total de 5 N.
Stefan van Drongelen, Ursina Arnet, DirkJan (H.E.J.) Veeger, Lucas H.V. van der Woude [34]	2013	Effect of workload setting on propulsion technique in handrim wheelchair propulsion.	Investigar a influência do aumento da carga (velocidade e potência constante, velocidade constante e inclinação variável) sobre a técnica de propulsão (características temporais e cinéticas).	12 NC	A fase de propulsão foi definida como o período onde a mão exercia momento positivo sobre o aro.

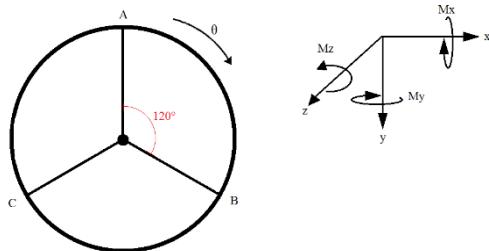
Autores	Ano	Título original	Objetivo principal	N	Detecção do começo e final da fase de propulsão
<b>C=cadeirante; NC=não cadeirante</b>					
Sonja de Groot, Riemer J.K. Vegter, Lucas H.V. van der Woude [35]	2013	Effect of wheelchair mass, tire type and tire pressure on physical strain and wheelchair propulsion technique.	Avaliar o efeito da massa da cadeira, material e pressão das rodas, sobre o esforço físico e a técnica de propulsão de cadeira de rodas manual.	11 NC	A fase de propulsão foi definida como o período onde a mão exercia momento positivo sobre o aro.
Wendy J. Hurd, Melissa M.B. Morrow, Kenton R. Kaufman, Kai-Nan An [36]	2009	Wheelchair propulsion demands during outdoor community ambulation.	Quantificar o esforço da propulsão de cadeira de rodas manual na ambulação em áreas externas na comunidade.	13C	Para o começo da fase $Mz>0$ , e para o final da fase $Mz=0$ .
Alicia M. Koontz, Bailey M. Roche, Jennifer L Collinger, Rory A. Cooper, Michael L Boninger [37]	2009	Manual Wheelchair Propulsion Patterns on Natural Surfaces During Start-Up Propulsion.	Classificar os padrões de propulsão sobre superfícies encontradas no ambiente cotidiano, durante início da propulsão (start-up) e comparar variáveis biomecânicas entre os padrões.	29C	Não explicitamente está definido no artigo.
Yu-Sheng Yang, Alicia M. Koontz, Shan-Ju Yeh, Jyh-Jong Chang [38]	2012	Effect of Backrest Height on Wheelchair Propulsion Biomechanics for Level and Uphill Conditions.	Avaliar o efeito da altura do encosto na biomecânica da propulsão de cadeira de rodas para superfícies nivelada e inclinada.	36C	Visualmente, presença e ausência das forças registradas pelo dinamômetro.
Yu-Sheng Yang, Alicia M. Koontz, Ronald J. Triolo, Jennifer L Mercer, Michael L Boninger [39]	2006	Surface electromyography activity of trunk muscles during wheelchair propulsion.	Registrar o recrutamento dos músculos do tronco de pessoas não cadeirantes durante a propulsão sob diferentes condições de velocidade, para poder desenhar padrões de estimulação para serem usados em pessoas cadeirantes.	14 NC	Visualmente, presença e ausência das forças registradas pelo dinamômetro.
Angel Gil-Agudo, Antonio Del Ama-Espinosa, Enrique Pérez-Rizo, Soraya Pérez-Nombela, Luis Pablo Rodríguez-Rodríguez [18]	2010	Upper limb joint kinetics during manual wheelchair propulsion in patients with different levels of spinal cord injury.	Comparar as forças e momentos do membro superior, analisando essas variáveis nas articulações do ombro, cotovelo e pulso simultaneamente durante a propulsão de cadeira de rodas manual, em usuários com níveis de lesão medular diferentes.	51C	Limiar de momento propulsivo 1 Nm durante contato da mão com o aro.
Moon Yaejin, Chandrasekaran Jayaraman, I.M.K. Hsuc, I.M. Rice, E.T. Hsiao-Wecksler, Jacob J. Sosnoff [19]	2013	Variability of peak shoulder force during wheelchair propulsion in manual wheelchair users with and without shoulder pain	Examinar a variabilidade das forças atuando no ombro durante a propulsão de cadeira de rodas como função da dor na articulação.	24C	Limiar de 5% do momento propulsivo, para o começo da fase. Para o final, quando o valor voltar ao valor inicial e permanecer baixo o mesmo limiar.

Autores	Ano	Título original	Objetivo principal	N	Detecção do começo e final da fase de propulsão
<b>C=cadeirante; NC=não cadeirante</b>					
Rachel E. Cowan, Mark S. Nash, Jennifer L Collinger, Alicia M. Koontz, Michael L Boninger [23]	2009	Impact of Surface Type, Wheelchair Weight, and Axe Position on Wheelchair Propulsion by Novice Older Adults	Examinar o impacto do tipo de superfície, peso da cadeira, e posição do eixo das rodas traseiras na biomecânica de propulsão de idosos.	53 NC	Limiar de -0.6 Nm por pelo menos 0.1 segundo (Mz negativo).
Wendy J. Hurd, Melissa M. Morrow, Kenton R. Kaufman, Kai-Nan An [20]	2008	Biomechanic Evaluation of Upper-Extremity Symmetry During Manual Wheelchair Propulsion Over Varied Terrain	Avaliar simetria nas extremidades superiores durante a propulsão de cadeira de rodas sobre diferentes tipos de superfícies.	12C	Limiar Mz>0 para o começo da fase, e Mz=0 para o final.
Guillaume Desroches, Rachid Aissaoui, Daniel Bourbonnais [40]	2008	Relationship Between Resultant Force at the Pushrim and the Net Shoulder Joint Moments During Manual Wheelchair Propulsion in Elderly Persons	Determinar a relação entre a força resultante no aro e os momentos articulares no ombro durante a propulsão de cadeira de rodas em idosos.	14C	Limiar de 5% do momento propulsivo (Mz), para o começo da fase. Para o final, quando o valor voltara ao valor inicial e permanecera baixo o mesmo limiar.
Jennifer L Collinger, Michael L Boninger, Alicia M. Koontz, Robert Price, Sue Ann Sisto, Michelle L. Tolerico, Rory A. Cooper [6]	2008	Shoulder Biomechanics During the Push Phase of Wheelchair Propulsion: A Multisite Study of Persons with Paraplegia	Presentar análise descritiva e comparação da cinemática e cinética do ombro na propulsão de cadeira de rodas manual sob diferentes velocidades, e investigar o efeito da dor e dados demográficos na técnica de propulsão.	61 C	Forças e momentos maior e menor que zero, por inspeção visual.
Michael L Boninger, Aaron L Souza, Rory A. Cooper, Shirley G. Fitzgerald, Alicia M. Koontz, Brian T. Fay [5]	2002	Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion	Classificar os padrões de propulsão de usuários de cadeira de rodas manual e determinar se diferentes padrões levam a biomecânicas diferentes.	38C	A fase começa no instante em que o dinamômetro detecta alguma força e termina assim que não a detecta mais.
Ian M. Rice, Chandrasekaran Jayaraman, Elizabeth T. Hsiao-Wecksler, Jacob J. Sosnoff [26]	2014	Relationship Between Shoulder Pain and Kinetic and Temporal-Spatial Variability in Wheelchair Users	Examinar a variabilidade intra-individual de parâmetros cinéticos e espaço-temporais da propulsão de cadeira de rodas manual como função de dor no ombro em usuários de cadeira de rodas.	26C	Limiar do momento aplicado ao aro 0.8 Nm por mais de 150 ms.
Alyssa J. Schnorenberg, Brooke A. Slavens, Mei Wang, Lawrence C. Vogel, Peter A. Smith, Gerald F. Harris [41]	2014	Biomechanical model for evaluation of pediatric upper extremity joint dynamics during wheelchair mobility	Propor um modelo de dinâmica inversa para caracterizar a cinemática e cinética tridimensional de extremidade superior para uso pediátrico, utilizando o dinamômetro SmartWheel.	1C	Momento rotacional ao redor do eixo da roda maior que 0%

### 2.3.1 Informação técnica

A SW é composta por seis pontes de extensômetros (*strain-gauges*) para medir as forças e momentos nos eixos superior-inferior, anterior-posterior e medial-lateral. Essas pontes estão distribuídas em três feixes concêntricas com ângulo de 120° entre eles (Figura 6). Um *encoder* ótico é utilizado para conhecer a orientação do um feixe específico, o qual marca o ângulo com referência à horizontal [28, 29].

Figura 6. Sistema de coordenadas locais da SW



Fonte: Modificada (Asato et al., 2013)

As voltagens obtidas pelo dinamômetro são convertidas para forças e momentos seguindo as seguintes equações, disponibilizadas pelo fabricante:

$$F_x = M_{Fx} * (Ch1 * \sin(\theta) + Ch3 * \sin(\theta + 120) + Ch5 * \sin(\theta + 240)) + B_{Fx} \quad (1)$$

$$F_y = M_{Fy} * (Ch1 * \cos(\theta) + Ch3 * \cos(\theta + 120) + Ch5 * \cos(\theta + 240)) + B_{Fy} \quad (2)$$

$$F_z = M_{Fz} * (Ch2 + Ch4 + Ch6) + B_{Fz} \quad (3)$$

$$M_x = M_{Mx} * (Ch2 * \sin(\theta) + Ch4 * \sin(\theta + 120) + Ch6 * \sin(\theta + 240)) + B_{Mx} \quad (4)$$

$$M_y = M_{My} * (Ch2 * \cos(\theta) + Ch4 * \cos(\theta + 120) + Ch6 * \cos(\theta + 240)) + B_{My} \quad (5)$$

$$M_z = M_{Mz} * (Ch1 + Ch3 + Ch5) + B_{Mz} \quad (6)$$

Onde os valores  $M_F$ ,  $M_M$ ,  $B_F$ ,  $B_M$ , para os três eixos, são os coeficientes de uma regressão linear (do tipo  $y = mx + b$ ) determinados na etapa de calibração do dispositivo realizada pelo fabricante que podem ser especificados como a seguinte matriz de calibração:

$$K = \begin{bmatrix} M_{Fx} & B_{Fx} \\ M_{Fy} & B_{Fy} \\ M_{Fz} & B_{Fz} \\ M_{Mx} & B_{Mx} \\ M_{My} & B_{My} \\ M_{Mz} & B_{Mz} \end{bmatrix} \quad (7)$$

Cooper e colaboradores (1997) apresentam um modelo matemático para chegar às equações anteriores. A equação (8) expressa a relação matemática entre as entradas (tensões elétricas) e saídas (cargas mecânicas) deste modelo, o qual é especificado para uma roda com seis graus de liberdade, sem inclinação (cambagem 0°), com sistema de coordenadas iniciais fixo e assumindo que o sinal não é afetado por interferências (*crosstalk*).

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_1 \cos\theta & k_2 \cos(\theta + \frac{2\pi}{3}) & k_3 \cos(\theta + \frac{4\pi}{3}) & \epsilon & \epsilon & \epsilon \\ k_1 \sin\theta & k_2 \sin(\theta + \frac{2\pi}{3}) & k_3 \sin(\theta + \frac{4\pi}{3}) & \epsilon & \epsilon & \epsilon \\ \epsilon & \epsilon & \epsilon & k_4 & k_5 & k_6 \\ \epsilon & \epsilon & \epsilon & k_4 R \cos\theta & k_5 R \cos(\theta + \frac{2\pi}{3}) & k_6 R \cos(\theta + \frac{4\pi}{3}) \\ \epsilon & \epsilon & \epsilon & k_4 R \sin\theta & k_5 R \sin(\theta + \frac{2\pi}{3}) & k_6 R \sin(\theta + \frac{4\pi}{3}) \\ k_1 R & k_2 R & k_3 R & \epsilon & \epsilon & \epsilon \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_1 \\ V_2 \\ V_3 \\ V_4 \\ V_5 \\ V_6 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$FM_{(t)} = K_{(t)}V_{(t)} \quad (9)$$

Os seis sinais medidos pela roda são representados por  $V_i$ , e as constantes de calibração por  $k_j$ . A distância entre o centro da roda, onde está localizado o circuito do dispositivo, e o ponto onde os feixes se unem ao aro é representada por  $R$ , a posição do feixe referência em relação ao ponto mais afastado do chão do aro da roda é  $\theta$  ( $0^\circ \leq \theta \leq 360^\circ$ ), os valores  $\epsilon$  representam os coeficientes que complementam a matriz de transformação voltagem-força [30].

### 2.3.2 Caracterização da Smartwheel

O BMClab conta com duas SmartWheel (rodas instrumentadas). Não temos conhecimento de outro lugar no Brasil com esse instrumento.

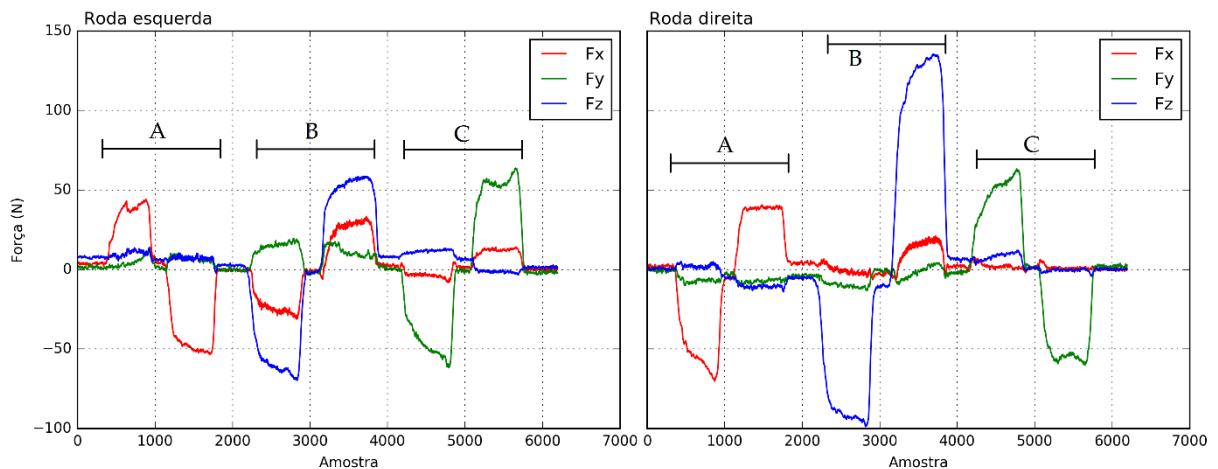
Num experimento realizado foi encontrado o valor da relação sinal-ruído para cada roda, para a roda colocada no lado esquerdo da cadeira o valor é de 1,72 dB (rms=21,86), e para a outra 1,96 dB (rms=30,56). O cálculo foi realizado tomando um sinal característico (força total) de um registro normal (pessoa propelindo a cadeira), e um registro do ruído. Visualmente também pode-se verificar que o sinal com a informação é claro e o sinal do ruído é baixo.

Foram registradas forças no sentido vertical, horizontal e transversal da roda, para conhecer o comportamento do sensor. Não foi possível aplicar as forças de forma isolada em cada uma das direções, porém, em cada situação, um dos eixos mostrou

uma maior resposta que os outros. O processo registrado foi o seguinte, primeiramente, foi exercida uma força no eixo anterior-posterior, puxando o aro, depois foi exercida uma força no sentido oposto. A segunda situação consistiu em exercer uma força para cima na parte superior do aro, para registrar a resposta no sentido superior-inferior, e uma força de cima para baixo no mesmo ponto. Por último, no eixo medial-lateral, foi exercida, primeiro, uma força tentando separar os aros, e depois no sentido contrário. As forças foram exercidas simultaneamente nas duas rodas.

A Figura 7 mostra as respostas para cada uma das rodas no sistema de coordenadas do laboratório, antero-posterior, x, positivo no sentido posterior para anterior; superior-inferior, z, positivo para cima; e medial-lateral, y, positivo no sentido lateral-medial. Uma força no sentido posterior-anterior produzirá uma força de reação com sinal negativo nas duas rodas (linha vermelha). Uma força vertical, no sentido inferior para superior gerará uma força de reação negativa nas duas rodas (linha azul). Finalmente, uma força no sentido interior-exterior da roda causará uma resposta positiva no caso da roda direita, e negativa na roda esquerda (linha verde). É importante esclarecer que os gráficos aqui expostos foram ajustados para nosso sistema de referência.

Figura 7. Registro de forças aplicadas nos aros das SWs adaptadas à cadeira.

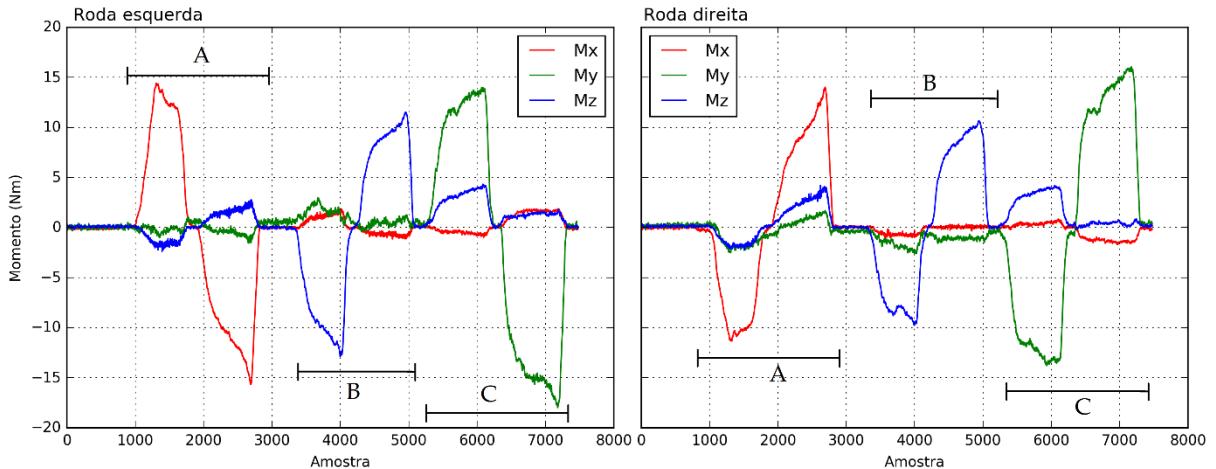


A. Forças no eixo antero-posterior foram aplicadas, inicialmente no sentido posterior-anterior (para frente), e depois no sentido contrário. B. Forças no eixo vertical, primeiramente para cima, e depois no sentido contrário. C. Forças no eixo medial-lateral, inicialmente intentando afastar o aro da cadeira, depois no sentido contrário.

Fonte: Autor

Por outro lado, a Figura 8 mostra os momentos de reação aos momentos aplicados nas rodas, inicialmente no eixo antero-posterior ( $M_x$ ), depois no vertical ( $M_z$ ), e por último no médio-lateral ( $M_y$ ).

Figura 8. Registro de momentos aplicados nos aros das SWs adaptadas à cadeira.



A. Foram aplicados momentos no eixo antero-posterior, inicialmente intentando afastar da cadeira a parte superior dos aros, e depois no sentido contrário. B. Foram aplicados momentos no eixo vertical, primeiramente intentando levar a parte mais dianteira do aro para a parte medial da cadeira, e depois no sentido contrário. C. Foram aplicados momentos no eixo medial-lateral, no começo foi tentado girar a roda para frente, e depois no sentido contrário.

Fonte: Autor

Cada vez que a roda é ligada, há um processo de ajuste na roda, para zerar o sistema. Por esse motivo depois de ligar a roda, não pode ser movimentada, e não deve haver contato com o aro.

### 2.3.3 Software: SmartWheel Session Wizard

A SW é conectada ao computador por *Bluetooth*, e por meio de um software próprio. Atualmente existem duas formas de fazer coleta de dados, modo clínico e modo pesquisa. O modo clínico leva ao avaliador desde a criação do perfil do paciente até a geração do relatório, passando pela descrição da avaliação e a coleta. O modo pesquisa consiste em uma interface onde são visualizados os seis canais em tempo real, o estado da bateria, e também opções para visualização dos dados crus, filtrados e/o com correção do erro. Nesta interface é possível monitorar duas rodas, uma de cada lado da cadeira, simultaneamente, o qual não pode ser feito no modo clínico [31].

Os dados coletados são armazenados em arquivo de texto tipo csv (valores separados por vírgula), criados automaticamente pelo software quando se clica sobre o botão “terminar” no modo pesquisa. O arquivo resultante contém o registro da

posição angular bruta e convertida (graus), a velocidade média em intervalos de 1/20 (m/s), os dados brutos e filtrados dos seis canais (bits) e as forças e momentos (N, Nm) calculados a partir dos dados filtrados.

O sistema, como ferramenta clínica, cria relatórios que permitem: tomar decisões sobre uma configuração ótima e eficiente da cadeira de rodas para o cadeirante, já que pequenas mudanças na configuração repercutem na facilidade ou dificuldade de propelir uma cadeira de rodas; dar parâmetros para escolha da cadeira e justificativa dessa seleção para ser apresentada a empresas de seguros (nos Estados Unidos); avaliação clínica de cadeirantes com disponibilidade de bases de dados para comparar os resultados [32]. Para aproveitar todas essas funcionalidades do sistema é indispensável contar com um grupo interdisciplinar para a análises dos dados e toma de decisões.

### **2.3.4 Protocolo clínico da SmartWheel**

Em 2004 foi criado o grupo de usuários da SW (SWUG, em inglês). A principal função do SWUG é guiar o desenvolvimento clínico e uso da SW como ferramenta que possa ser usada em lugares como hospitais e centros de reabilitação e aproximar clínicos e pesquisadores [32]. O grupo criou o Protocolo Clínico Padrão do SmartWheel (SCP, acrônimo em inglês) o qual é um guia padrão para avaliação de cadeirantes com o dinamômetro. O protocolo pede para o cadeirante propulsionar-se na cadeira de rodas sobre diferentes configurações de superfície, sobre o chão nivelado; sobre carpete; sobre uma rampa de inclinação máxima 1:12, pendente de 5°; e por último o cadeirante tem que seguir a trajetória de um 8 no chão nivelado. Os cadeirantes têm que empurrar a cadeira de rodas por 10 segundos, por 10 metros, ou até o final da superfície, o que acontecer primeiro. As variáveis escolhidas pelo grupo para serem geradas num relatório pelo software foram: velocidade, média do pico da força resultante, frequência e comprimento do impulso [32].

Lui e colaboradores (2012) testaram a confiabilidade e a mínima alteração detectável dos quatro parâmetros gerados pelo software segundo o protocolo; eles concluíram que o protocolo mostrou excelente confiabilidade inter e intra sessão com indivíduos que tem usado a cadeira de rodas por mais de um ano, por outro lado, para

os indivíduos sem experiência propelindo cadeira de rodas eles recomendaram coletar várias tentativas e fazer a média para aumentar a confiabilidade [33].



### **3      Objetivos**

A pesquisa teve dois objetivos principais. O primeiro foi implementar um serviço de avaliação biomecânica para usuários de cadeira de rodas manual no laboratório de biomecânica e controle motor (BMClab) da Universidade Federal do ABC. Para cumprir esse objetivo aplicamos o protocolo clínico padrão da SmartWheel, no piso nivelado a usuários de cadeira de rodas manual. O segundo objetivo foi analisar o efeito da velocidade de locomoção sobre a demanda mecânica em usuários de cadeira de rodas manual. Para cumprir o último objetivo foram realizadas coletas experimentais de usuários de cadeira de rodas manual propelindo a cadeira em duas velocidades diferentes, confortável, velocidade que o usuário normalmente adota para se mover de um lugar para outro sem pressa; e rápida. Foram analisados três sujeitos.



## **4      Protocolos de avaliação de usuário de cadeira de rodas manual usando SmartWheel**

Devido à natureza repetitiva em combinação com a alta demanda mecânica do movimento de propulsão, usuários de cadeira de rodas manual estão sujeitos a lesões nos membros superiores. Desta forma, é importante encontrar formas de preservar a integridade física dessas pessoas [14].

Um cadeirante com dor nos membros superiores tenderá a diminuir o uso da cadeira de rodas manual para evitar o problema, o que por sua vez reduzirá sua capacidade física [34]. Assim, é fundamental otimizar o sistema cadeira-usuário para manter a integridade física do cadeirante. Para chegar nessa otimização, é necessário conhecer o comportamento do sistema, o que pode ser realizado com uma avaliação biomecânica acompanhada de uma avaliação clínica. Neste trabalho, o foco será a avaliação biomecânica.

Esse capítulo apresenta a descrição de um protocolo utilizado para avaliação de usuários de cadeiras de rodas. Esse protocolo visa criar padrões para a avaliação objetiva de cadeirantes [32] e desta forma documentar e padronizar as avaliações realizadas no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor da UFABC.

### **4.1    Protocolos padronizados da SmartWheel**

O principal objetivo desses protocolos é desenvolver padrões normativos para a avaliação de usuários de cadeiras de rodas. Esses protocolos vêm imersos no software que controla o dinamômetro SmartWheel. São quatro avaliações que podem ser realizadas. A primeira trata do cadeirante propelindo a cadeira sobre piso liso e nivelado. A segunda avaliação é sobre carpete, desses encontrados nos hospitais e lugares públicos. A terceira avaliação, um pouco mais complicada, analisa a propulsão sobre rampa. A última, consiste no cadeirante realizar uma figura de oito (8) passando por três cones que são colocados sobre piso liso e nivelado.

A seguir, são apresentadas instruções gerais para realizar a avaliação. Depois são apresentados os protocolos específicos de cada uma das avaliações possíveis, esses últimos são traduções dos protocolos encontrados no manual de usuário da

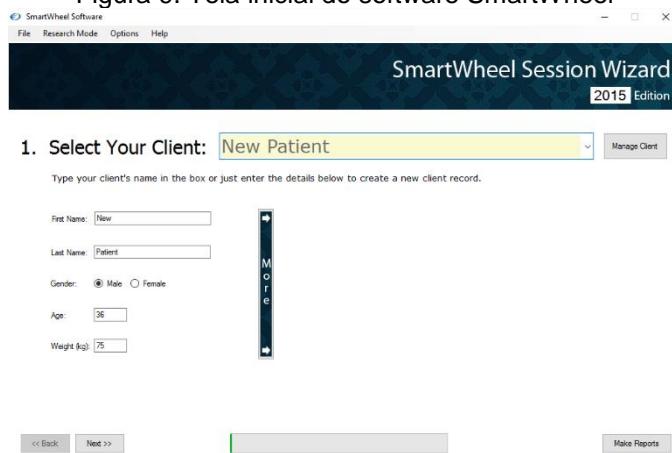
SmartWheel. Depois, os passos para realizar o relatório são informados e por último, uma breve discussão sobre os protocolos.

#### 4.1.1 Instruções gerais

Para aplicar qualquer protocolo da SmartWheel (sobre piso nivelado, carpete, rampa e figura 8):

1. Verifique que a roda está colocada de forma certa na cadeira de roda (e.g. pino do sensor totalmente dentro do eixo da roda e travado).
2. Colocar as baterias na roda.
3. Com a cadeira travada, ligar a roda. Não mexer a cadeira de roda por pelos menos 15 segundos (esperar que a luz diminua a frequência de cintilação).
4. Ligue o computador que contém o software da SmartWheel, e verifique que o dispositivo USB para rede *Bluetooth* esteja conectado no computador.
5. Inicie o programa clicando sobre o ícone . A Figura 9 mostra a tela que aparece quando o software é iniciado. Nessa tela você poderá administrar os pacientes.
6. Verifique que a roda estabeleceu comunicação com o software (uma luz azul deve começar a cintilar quando o programa inicia).
7. Ingresse os dados do paciente ou escolha o nome na lista do lado direito. Depois clique no botão seguinte (*Next >>*).

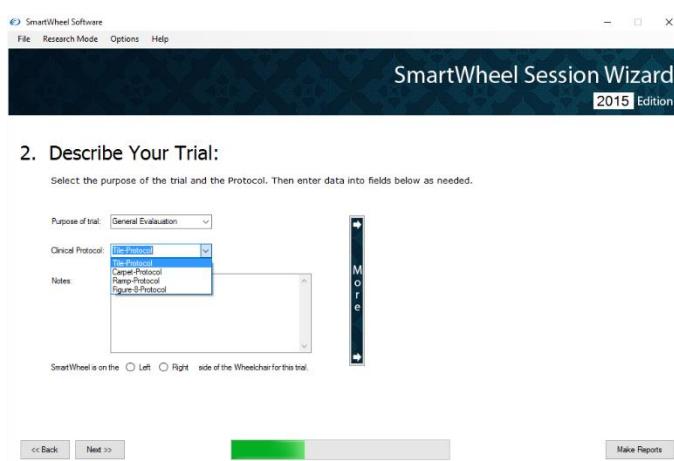
Figura 9. Tela inicial do software SmartWheel



Fonte: Captura da tela do computador que monitora a SmartWheel.

8. Na tela com título *Describe your trial* (Figura 10), descreva seu teste, escolha:
  - a. O propósito do teste (pré-configurado em avaliação geral).
  - b. O protocolo a realizar (pré-configurado em piso nivelado, *Tile-Protocol*).
  - c. Escreva observações, se precisar.
  - d. Escolha o lado no qual a roda foi colocada.

Figura 10. Interface para descrição do teste.

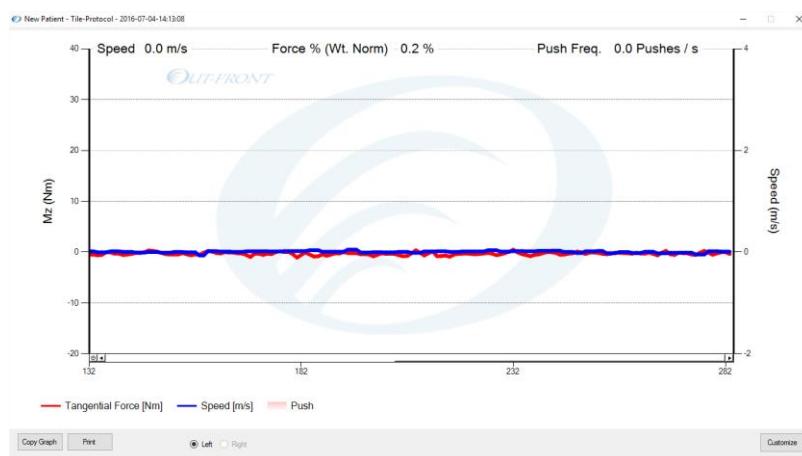


Fonte: Captura da tela do computador que monitora a SmartWheel

A tela seguinte é a tela da coleta. Após de clicar sobre o botão seguinte, a coleta se iniciar. Antes de passar para a coleta, refira-se às instruções segundo o protocolo escolhido. É importante que o usuário não esteja em contato com o aro no momento de passar à tela da coleta.

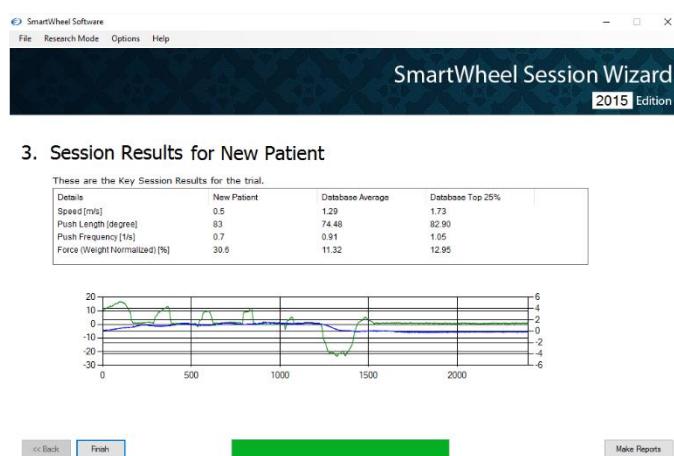
9. Quando tiver terminado a coleta, fechar a interface do registro (Figura 11).
10. Na interface de resultados, Figura 12, pode-se observar a coleta, aparecem os dados do usuário numa tabela e um gráfico que mostra as curvas do momento aplicado na roda e a velocidade. Se outra coleta será realizada, clicar sobre o botão de finalização (*Finish*), se quer-se gerar o relatório clicar sobre o botão de realizar relatórios (*Make Reports*).

Figura 11. Interface do registro.



Fonte: Captura da tela do computador que monitora a SmartWheel.

Figura 12. Interface de resultados.



Fonte: Captura da tela do computador que monitora a SmartWheel.

## 4.1.2 Protocolos clínicos da SmartWheel

### 4.1.2.1 Piso nivelado

#### Preparação do teste

O teste requer que sejam completados 10 metros ou 10 segundos de propulsão, o que acontecer primeiro.

São necessários aproximadamente 12 metros de piso liso e nivelado para este teste, assim o usuário pode propelir pelos 10 metros sem frear. Os últimos dois metros são para frear a cadeira de rodas. Assinale a linha de começo para este teste. Se a função *Auto Start & Stop* está ativa (recomendado para aplicações clínicas), o

SmartWheel começará e terminará a coleta de dados. Se a função está inativa, a pessoa fazendo a coleta de dados será a responsável por iniciar e terminar o processo.

### **Administração do teste**

Alinhe as rodas frontais da cadeira de rodas num espaço não maior que 7 cm da linha de começo.

Peça para o usuário colocar as mãos sobre as coxas.

Garanta que a SmartWheel está pronta para começar a coleta de dados.

Utilizando o seguinte texto, instrua o usuário para começar a propulsão (Durante a coleta de dados não ofereça **nenhuma** forma de encorajamento ao usuário):

“O objetivo deste teste é avaliar como você empurra a cadeira de rodas sobre o chão liso da forma como você usualmente faz. Quando eu disser ‘VAI’, empurre a cadeira de rodas numa linha reta. Empurre a cadeira a uma velocidade confortável, como se você estivesse andando indo para um lugar qualquer. Continue empurrando a cadeira de rodas até eu disser que você deve parar. Mas caso você se sinta desconfortável ou tiver algum problema, você pode parar a qualquer momento que nós repetiremos o teste. Alguma pergunta? ” E então espere um pouco e diga “Por favor coloque suas mãos sobre as coxas. VAI. ”

Como a SmartWheel vai terminar a coleta de dados quando o usuário atingir 10 metros ou 10 segundos de propulsão (com a função de Auto Start & Stop ativada), o responsável pela coleta só deveria pedir para o usuário frear quando tiver certeza que o tempo ou a distância foi atingida.

#### **4.1.2.2 Carpete**

##### **Preparação do teste**

O teste requer que sejam completados 10 metros ou 10 segundos de propulsão, o que acontecer primeiro.

São necessários aproximadamente 12 metros de carpete sobre piso nivelado para este teste, assim o usuário pode propelir pelos 10 metros sem frear. Os últimos dois metros são para frear a cadeira de rodas. Assinale a linha de começo para este

teste. Se a função *Auto Start & Stop* está ativa (recomendado para aplicações clínicas), o SmartWheel começará e terminará a coleção de dados. Se a função está inativa, a pessoa fazendo a coleta de dados será a responsável por iniciar e terminar o processo.

### **Administração do teste**

Alinhe as rodas frontais da cadeira de rodas num espaço não maior que 7 cm da linha de começo.

Peça para o usuário colocar as mãos sobre as coxas.

Garanta que o SmartWheel está pronto para começar a coleta de dados.

Utilizando o seguinte texto, instrua o usuário para começar a propulsão (Durante a coleta de dados não ofereça **nenhuma** forma de encorajamento ao usuário):

“O objetivo deste teste é avaliar como você empurra a cadeira de rodas sobre o carpete da forma como você usualmente faz. Quando eu disser ‘VAI’, empurre a cadeira de rodas numa linha reta. Empurre a cadeira a uma velocidade confortável, como se você estivesse andando indo para um lugar qualquer. Continue empurrando a cadeira de rodas até eu disser que você deve parar. Mas caso você se sinta desconfortável ou tiver algum problema, você pode parar a qualquer momento que nós repetiremos o teste. Alguma pergunta? ” E então espere um pouco e diga “Por favor coloque suas mãos sobre as coxas. VAI.”

Como a SmartWheel vai terminar a coleta de dados quando o usuário atingir 10 metros ou 10 segundos de propulsão (com a função de *Auto Start & Stop* ativada), o responsável pela coleta só deveria pedir para o usuário frear quando tiver certeza que o tempo ou a distância foi atingida.

### **4.1.2.3 Rampa**

#### **Preparação do teste**

A rampa ideal deve seguir os parâmetros da ADA (*Americans with Disabilities Act of 1990*). A rampa sugerida pela ADA tem uma inclinação de 4,7 graus ou 8%. É preciso informar a inclinação da rampa no protocolo. É possível fazer isso registrando a altura e comprimento da rampa. Se não é possível medir a altura da rampa porque

faz parte do piso, será necessário utilizar um nível eletrônico para determinar a inclinação. Também, deve-se informar o tipo de superfície da rampa, carpete, azulejo, concreto, etc. A base da rampa deve ser indicada como ponto de início para este teste.

Será necessária uma rampa de pelo menos 5 metros de comprimento, ou suficientemente comprida para que o usuário complete 3 ciclos de propulsão.

Se 3 ciclos de propulsão são completados, o teste será considerado válido. Se o usuário precisar descansar durante o teste, o responsável pela avaliação pode auxiliá-lo segurando a cadeira de rodas enquanto o usuário descansa. Embora seja permitido que o usuário descance várias vezes durante este teste, não pode passar mais de 20 segundos entre cada ciclo de propulsão.

Se o usuário não conseguir completar os 3 ciclos de propulsão ou ele precisa descansar por mais do que 20 segundos entre cada ciclo, o teste não será considerado válido.

Antes de dar início ao protocolo da rampa, modifique a função Auto Stop para indicar 5 metros ou 60 segundos. Com a função *Auto Start & Stop* ativada, o software da SmartWheel começará e terminará a coleção de dados. Se a função está inativa, a pessoa fazendo a coleta de dados será a responsável por iniciar e terminar o processo.

### **Administração do teste**

Alinhe as rodas frontais da cadeira de rodas num espaço não maior que 7 cm da linha de começo da rampa.

Peça para o usuário colocar as mãos sobre as coxas.

Garanta que a SmartWheel está pronta para começar a coleta de dados.

Utilizando o seguinte texto, instrua o usuário para começar a propulsão (Durante a coleta de dados não ofereça **nenhuma** forma de encorajamento ao usuário):

“O objetivo deste teste é avaliar como você empurra a cadeira de rodas sobre uma rampa. Quando eu disser ‘VAI’ eu quero que você empurre a cadeira de rodas sobre a rampa até o final dela (ou da marca sinalizadora). Empurre a cadeira de rodas a uma velocidade confortável, como se você estivesse indo para algum lugar. Você

pode descansar se precisar. Alguma pergunta? " E então espere um pouco e diga: "Por favor coloque suas mãos sobre as coxas. VAI".

#### 4.1.2.4     **Figura 8**

##### **Preparação do teste**

Coloque três cones no piso nivelado, com 1,5 metros de separação entre cada par de cones. Deve haver 1,5 metros de espaço livre antes e depois do primeiro e último cone. O primeiro cone designa a linha do começo e final para o teste de figura 8. A linha de começo deve ser localizada do lado direito do primeiro cone, e a linha do final ao lado esquerdo. O usuário terá que propelir a cadeira de rodas fazendo uma figura de 8, indo ao redor dos cones. Este teste deve ser cronometrado. A função começo-automático (*auto-start*) do software da SmartWheel deve ser utilizada. A opção de parada automática (*auto-stop*) deve ser desabilitada, já que o avaliador terá que terminar a coleta manualmente quando o usuário cruzar a linha final.

O teste é considerado válido se o percurso é completado sem tocar nenhum dos cones. Se o usuário toca algum dos cones, deve-se continuar o teste. Uma segunda tentativa é permitida. Se a pessoa não conseguir realizar a segunda tentativa de forma exitosa, não registre o tempo.

##### **Administração do teste**

Alinhe as rodas frontais da cadeira de rodas num espaço não maior que 7 cm da linha de começo. A linha deve estar do lado direito do primeiro cone.

Peça para o usuário colocar as mãos sobre as coxas.

Garanta que a SmartWheel está pronta para começar a coleta de dados.

Utilizando o seguinte texto, instrua o usuário para começar a propulsão

(Durante a coleta de dados não ofereça **nenhuma** forma de encorajamento ao usuário). Utilize a função Auto Start do software, e pare manualmente quando as rodas de frente cruzem a linha final. A linha final deve estar no lado oposto à linha do início.

"O objetivo deste teste é avaliar quão rápido você pode completar um 8 com a cadeira de rodas. Quando eu disser 'VAI' empurre a cadeira de rodas ao redor desses cones. Esse é o percurso que você deve seguir (mostre o percurso). Não diminua a velocidade até passar essa linha (mostrar a linha final). Empurre a cadeira de rodas o

mais rápido que consiga, mas tente não tocar nenhum dos cones. Se toca algum cone, não pare, continue até o final. Quando atravessar a linha final, você pode frear. Alguma pergunta? ” E então espere um pouco e diga: “Por favor coloque suas mãos sobre as coxas. VAI. ”

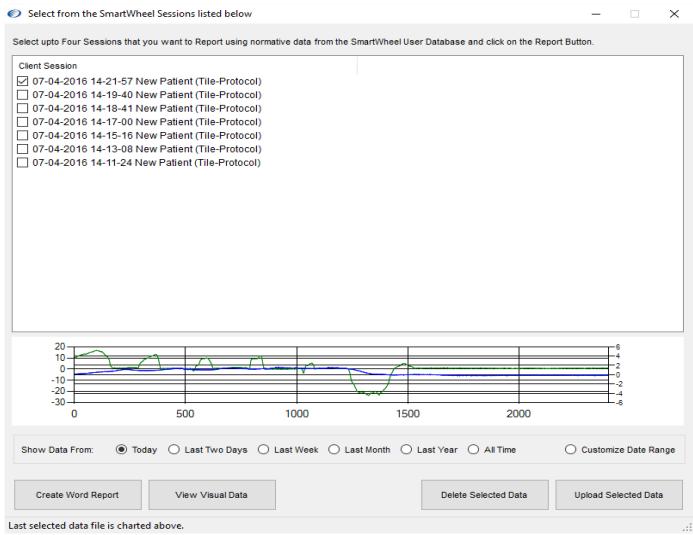
Pare a coleta quando o usuário cruzar a linha final e peça para o usuário parar.

## 4.2 Relatório

No software é possível gerar os relatórios assim que a coleta termina. A Figura 13 mostra a interface para gerar o relatório. Esta interface lista os registros realizados segundo várias opções: no dia, nos últimos dois dias, na semana anterior, no último ano, e todos. Pode-se selecionar até quatro registros para gerar o relatório.

Na primeira folha do relatório, Figura 14, é mostrada a informação do usuário (nome, idade, sexo, peso, altura, diagnóstico primário, data, hora), informação sobre os registros (tipo de protocolo, duração, distância percorrida, cadência), e, finalmente, uma tabela informando a velocidade (m/s), frequência de propulsão (1/s), comprimento do impulso (graus), e a força normalizada pelo peso da pessoa. A força resultante é computada pela soma vetorial das forças aplicadas à roda ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ). O comprimento do impulso representa a distância percorrida pela mão no aro, desde o ponto de contato até o ponto onde o solta, e é medido em graus. A frequência de propulsão é calculada para todo o teste, e refere-se à quantidade de vezes que a mão tem contato com o aro. A média da velocidade no regime estacionário de propulsão é a média das velocidades entre os quarto e quinto ciclos. A velocidade de arranque é a velocidade pico que acontece durante o contato inicial do segundo ciclo até o começo do terceiro ciclo. A distância percorrida é calculada desde o primeiro contato [32]. A tabela, também contém a média dos valores da base de dados do grupo de usuários da SW (SWUG), com os quais podem-se fazer comparações, dependendo do protocolo realizado.

Figura 13. Interface do gerador automático de relatórios.



Fonte: Captura da tela do computador que monitora a SmartWheel

A segunda folha do relatório possui dois gráficos (Figura 15). O primeiro gráfico mostra a frequência de propulsão versus a média da velocidade no regime estacionário, e o segundo gráfico a força normalizada versus a mesma velocidade. Uma legenda acompanha cada um dos gráficos, a Figura 16 mostra a legenda do gráfico da média de velocidade em estado estacionário contra a frequência de propulsão.

Figura 14. Relatório, primeira folha.

SmartWheel Report

Client & Session Information				
Name	Client Session 1	Client Session 2	Client Session 3	
Age [y]	23	23	23	
Gender	Male	Male	Male	
Weight [kg]	57	57	57	
Height [cm]	0.000000	0.000000	0.000000	
Primary Diagnosis	Spinal Cord Injury	Spinal Cord Injury	Spinal Cord Injury	
Additional Information	T11/T12	T11/T12	T11/T12	
Date & Time	07/13/2016 12:49:14	07/13/2016 12:48:51	07/13/2016 12:48:30	
Notes	comf	comf	comf	
Protocol	Tile-Protocol	Tile-Protocol	Tile-Protocol	
Time [s]	10.03	10.01	10.00	
Distance [m]	8.55	8.83	8.09	
Number of Pushes	5	4	5	

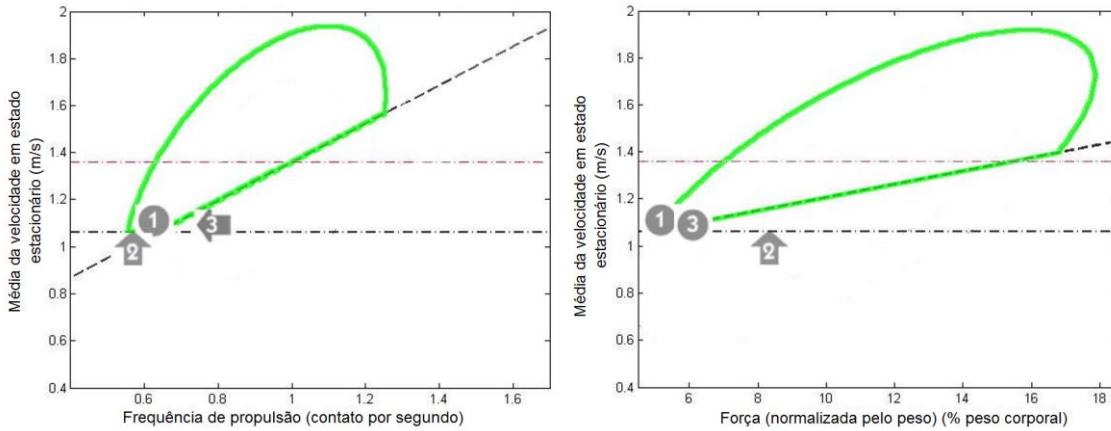
Key Data from Client Session & Comparison to Database Averages					
(These key parameters are calculated from all pushes except for the first 3. Database averages may not be available depending upon protocol chosen)					
Speed [m/s]	Client Session 1	Client Session 2	Client Session 3	Database Average $\pm \pm$	Database Top 25% $\ddagger \ddagger$
Push Frequency [1/s]	1.13	1.01	1.11	1.29	1.73
Push Length [degree]	0.62	0.56	0.78	0.91	1.05
Force (Weight Normalized) %	68.99	69.23	72.30	74.48	82.90
				11.32	12.95

$\ddagger$  Database averages shown are from user data collected by the SmartWheel User Group Database, and is for informational purposes only.  $\pm \pm$  Current Database sample size ranges from 915 to 320 (Sample size varies by condition and protocol).

$\ddagger \ddagger$  Speed, Frequency, Push Length and Force data are drawn from the database population that fell within the top 25% of SPEED (Upper Quartile).

Fonte: Captura da tela do computador que monitora a SmartWheel.

Figura 15. Gráficos representativos do relatório, protocolo sobre piso liso e nivelado.



Fonte: Captura da tela do computador que monitora a SmartWheel.

Figura 16. Legenda do gráfico de média da velocidade em estado estacionário vs. frequência de propulsão (traduzida ao português, originalmente em inglês).

	A velocidade e frequência de propulsão estão certas (no valor ou acima da velocidade funcional e em ou acima da linha inclinada). Baseado na localização do marcador e da avaliação do usuário por especialista, ainda podem-se considerar oportunidades para melhorar a velocidade ou a frequência de propulsão.
	Baseando-se na avaliação por especialista, podem-se considerar intervenções para DIMINUIR a frequência de propulsão. A velocidade está certa (em ou acima do valor da velocidade funcional).
	Baseando-se na avaliação por especialista, podem-se considerar intervenções para AUMENTAR a velocidade e DIMINUIR a frequência de propulsão.
	Baseando-se na avaliação por especialista, podem-se considerar intervenções para AUMENTAR a velocidade. A frequência de propulsão é inferior ao valor normativo, mas a velocidade funcional não é atingida.
	A área delimitada pela linha verde é a distribuição normal da frequência de propulsão obtida da base de dados para aqueles que propeliram acima da velocidade funcional e em ou acima de velocidades normativas da base de dados. [1]
	A linha inclinada indica a relação entre velocidades normativas e frequências de propulsão normativas da base de dados. [1]
	A linha horizontal indica a velocidade funcional mínima (1.06 m/s), a qual é definida como a velocidade mínima precisada para cruzar de forma segura uma interseção. [2]
	A linha horizontal indica a velocidade funcional (1.36 m/s) necessária para igualar a velocidade normativa do andar em adultos. [3]

Fonte: Captura da tela do computador que monitora a SmartWheel.

A última parte do relatório mostra tabelas com os resultados de cada registro. A primeira tabela refere-se ao arranque, os primeiros três ciclos. São resumidas aí as seguintes variáveis: forças máximas para cada ciclo, distância percorrida depois do segundo e terceiro impulso, e a velocidade depois do segundo impulso.

A segunda tabela resume os resultados do período estacionário da coleta. A média é calculada a partir da terceira propulsão. As variáveis mostradas são: força máxima, média da força de propulsão, força máxima para trás, velocidade, distância, comprimento do impulso, frequência da propulsão, relação força máxima e média da força, e finalmente efetividade mecânica.

Esta última grandeza, a efetividade mecânica, refere-se a quanto da força aplicada no aro contribui de fato para a propulsão da cadeira. Se a força for aplicada só tangencialmente ao aro, então a técnica seria mecanicamente efetiva, mas não é o que acontece na realidade porque na prática uma força puramente tangencial é mais ineficiente para ser gerada muscularmente para o sistema usuário-cadeira [35, 36].

Para a geração de um relatório completo, o software requer um registro de pelo menos cinco ciclos de propulsão, dos quais os primeiros três ciclos são considerados de arranque e não representam um regime estacionário; os cálculos baseados na velocidade no regime estacionário só começam depois do quarto ciclo.

Para a geração de um relatório deve-se selecionar os registros de interesse (até quatro) e depois clicar sobre o botão *Create Word Report*, localizado na parte inferior esquerda da janela (Figura 13). Nessa interface também pode-se gerenciar os registros, apagar, visualizar e, além disso, pode-se realizar um carregamento para a base de dados do SWUG. Os arquivos submetidos são analisados para verificação, e, no caso de serem válidos, são incluídos na base de dados, segundo o manual do dispositivo.

### 4.3 Avaliação de cadeirantes

O protocolo sobre piso liso e nivelado foi aplicado a quatro usuários de cadeiras de rodas.

A cadeira de rodas utilizada para a coleta foi uma M3 (Ortobras; Barão, Rio Grande do Sul), monobloco, de 40 cm de largura. Embora à cadeira foram adaptadas as duas SWs, só foi registrada a do lado esquerdo, porque é o que o software permite. Ao colocar as duas rodas na cadeira, os dois lados são igualmente afetados em relação às propriedades iniciais. O ângulo de cambagem foi zero.

A Tabela 2 sumariza os resultados obtidos na avaliação de quatro cadeirantes. Os valores de cada voluntario correspondem à média de quatro tentativas em velocidade confortável.

Comparando os dados de velocidade, frequência de propulsão, comprimento do impulso e força normalizada pelo peso, obtidos para os quatro sujeitos, com os valores reportados no relatório da base de dados do SWUG (Tabela 3), podemos ver que três dos sujeitos registraram valores de velocidade dentro da média e valores do

terceiro quartil, na frequência de propulsão, só dois. Para o comprimento do impulso, os quatro registraram valores no intervalo mencionado, e todos mostraram forças mais baixas que as reportadas.

Tabela 2. Resultados das avaliações de cadeirantes utilizando o protocolo padrão da SmartWheel

	Sujeitos							
	1		2		3		4	
	Média	$\sigma$	Média	$\sigma$	Média	$\sigma$	Média	$\sigma$
<b>Tempo (s)</b>	10,01	0,01	10,02	0,05	10,03	0,03	9,97	0,06
<b>Distância (m)</b>	9,03	1,11	10,33	0,09	11,02	0,09	10,45	0,59
<b>Quantidade de impulsos</b>	4,75	0,5	6	0,82	7,75	0,5	7,75	0,96
<b>Velocidade (m/s)</b>	1,09	0,06	1,38	0,03	1,68	0,05	1,34	0,06
<b>Frequência (1/s)</b>	0,66	0,09	0,91	0,02	1,39	0,04	1,03	0,02
<b>Comprimento do impulso (graus)</b>	71,76	3,53	74,04	15,31	68,12	5,76	63,63	5,97
<b>Força normalizada pelo peso (%)</b>	5,71	1,72	7,16	0,91	7,59	0,95	5,19	1,19
<b>Arranque</b>								
<b>Força máxima 1 impulso (N)</b>	54,27	8,81	65,6	6,45	71,87	25,77	65,86	14,62
<b>Força máxima 2 impulso (N)</b>	27,81	9,37	47,38	6,87	87,7	17,8	73,5	21,91
<b>Força máxima 3 impulso (N)</b>	34,55	9,91	42,18	4,63	64,18	21,05	51,13	24,25
<b>Distancia depois 2 impulso (m)</b>	-0,46	1,2	-1,18	0,95	-0,2	0,13	-0,15	0,13
<b>Distancia depois 3 impulso (m)</b>	-0,56	0,93	0,18	0,86	-0,71	1,07	0,36	0,88
<b>Velocidade depois 2 impulso (m/s)</b>	0,49	0,56	0,94	0,63	1,29	0,14	N/A	N/A
<b>Período estacionário</b>								
<b>Força máxima (N)</b>	31,91	9,6	39,98	5,08	50,6	6,31	49,81	11,44
<b>Média força propulsão (N)</b>	25,43	7,75	31,66	2,59	36,04	4,36	40,29	9,17
<b>Força máxima para trás (N)</b>	-7,04	0,2	-5,48	0,17	-5,04	0,21	-5,24	0,46
<b>Média da distância (m)</b>	1,7	0,18	1,52	0,06	1,21	0,03	1,29	0,04
<b>Comprimento do impulso (graus)</b>	71,77	3,53	74,04	15,31	68,12	5,76	63,63	5,97
<b>Relação Fmax/Fmédia</b>	1,25	0,07	1,26	0,08	1,38	0,07	1,24	0,04
<b>Eficiência mecânica</b>	0,72	0,09	0,69	0,09	0,68	0,15	0,52	0,14

Fmax= força máxima; Fmédia=média da força; Q. ciclos= quantidade de ciclos

Tabela 3. Valores da base de dados do SWUG

	<b>Média da base de dados</b>	<b>Terceiro quartil</b>
<b>Velocidade (m/s)</b>	1,29	1,73
<b>Frequência de propulsão (1/s)</b>	0,91	1,05
<b>Comprimento do impulso (graus)</b>	74,48	82,9
<b>Força (normalizada pelo peso) %</b>	11,32	12,95

#### 4.4 Discussão sobre o protocolo implementado

Um grande problema nas avaliações biomecânicas de cadeirantes é a falta de métodos padronizados que permitam uma comunicação clara dos resultados e possibilidade de comparações e reprodução. O protocolo padrão proposto pelo SWUG é uma tentativa de suprimento dessa necessidade.

O protocolo, mais especificamente o do piso liso e nivelado, é fácil de seguir, rápido, e é o protocolo com maior reproduzibilidade. Porém, requer a roda instrumentada, equipamento bastante caro para o contexto do Brasil e países menos desenvolvidos.

Por outro lado, os relatórios gerados automaticamente só podem ser vistos como sugestões. É importante levar em conta que uma avaliação biomecânica, para ser completa, requer a participação de profissionais da saúde que façam um acompanhamento do processo, e assim poder tomar decisões em relação ao paciente.

O BMClab tem uma grande vantagem ao contar com esse dispositivo, para nosso conhecimento o único no Brasil até então. É tarefa do laboratório, agora, aprofundar e tornar acessíveis as avaliações biomecânicas para cadeirantes, para tirar o maior proveito delas e divulgar para a comunidade os benefícios de uma avaliação deste tipo.

## **5 Efeito da velocidade de locomoção sobre a demanda mecânica**

Foi realizada uma avaliação biomecânica de cadeirantes com mais de um ano de uso de cadeira de rodas manual. Os voluntários deviam propelir a cadeira de rodas em duas velocidades diferentes, confortável e rápida. Primeiramente foi realizado o registro das tentativas com velocidade confortável, e depois com velocidade rápida. Com os dados cinemáticos e cinéticos das tentativas foram calculadas variáveis espaço-temporais, ângulos e momentos articulares para cada voluntario, para cada tipo de velocidade. Por último os resultados foram analisados e comparados com a literatura.

A avaliação foi realizada no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (BMClab [www.demotu.org](http://www.demotu.org)) da UFABC, localizado na Alameda da Universidade, s/nº, bairro Anchieta, em São Bernardo do Campo, estado de São Paulo, Brasil. A pesquisa e o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa com o parecer número 1.598.969.

### **5.1 Sujeitos**

Foram avaliados 3 voluntários, que atendiam aos critérios de inclusão definidos para a seleção: idade entre 18 e 59 anos, usar a cadeira de rodas manual como principal meio de locomoção, ter função íntegra dos membros superiores, não apresentar dor em membros superiores que impedissem fazer a propulsão da cadeira de rodas durante o teste, fazer uso de cadeira de rodas por pelo menos um ano, poder manobrar a cadeira de rodas durante todo o teste.

Para divulgar a pesquisa e recrutar voluntários foram visitadas lojas de cadeiras de rodas, centros de reabilitação física e um centro recreativo esportivo, nas cidades de São Paulo, Santo André e São Bernardo do Campo, também foi feita a divulgação na UFABC, e foi publicado um anuncio na revista nacional de reabilitação, Reação, número 109. Adicionalmente, foi enviado um convite de participação na pesquisa a pelo menos 500 pessoas via correio eletrônico. O recrutamento de pessoas para pesquisas não é uma tarefa fácil, e neste caso é mais complicado pela especificidade da população alvo. Um dos voluntários entrou em contato por meio do e-mail convite

que foi enviado, e indicou outro dos participantes. A outra pessoa foi convidada para participar na pesquisa pessoalmente.

Dos voluntários avaliados, dois afirmaram que praticam basquete pelo menos duas vezes durante a semana, e o outro, que pratica atividade física mais de três vezes durante a semana. A Tabela 4 mostra informações gerais dos voluntários.

Tabela 4. Informação dos voluntários

Sujeito	Idade (anos)	Massa corporal (kg)	Altura (m)	Tipo de lesão	Tempo de lesão (anos)	Tempo de uso de cadeira de rodas (anos)	Mão dominante
1	28	53,38	1,67	LM T4 completa	7	7	D
2	44	55,33	1,79	LM T8 incompleta	15	15	D
3	23	63,46	1,76	LM T11/T12 completa	19	19	D

LM=lesão medular; D=direita; E=esquerda; C=cervical; T=torácica; L=lombar

## 5.2 Sobre a coleta de dados

### 5.2.1 Medidas antropométricas e informação geral

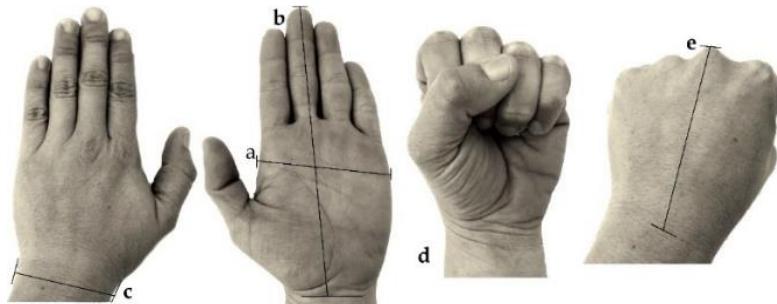
Os voluntários responderam um formulário no qual foram coletadas informações gerais como nome completo, data de nascimento, tipo e tempo de lesão, tempo de uso da cadeira de rodas, mão dominante, altura e peso aproximado. Foram tomadas as seguintes medidas antropométricas:

- Comprimento da mão, desde a parte mais distal do punho até a parte mais distal da terceira falange (Figura 17b).
- Comprimento do punho, foi pedido para o voluntário fechar a mão fazendo um punho, a medida foi tomada no dorso da mão, desde o punho até a protuberância do terceiro metacarpo (Figura 17e).
- Largura da mão, com a mão do voluntário em supinação (palma da mão para cima) foi medida a distância entre o segundo e quinto dedo à altura distal dos metacarpos (Figura 17a).
- Largura do punho, com a mão em pronação (palma da mão para baixo), foi medida a largura do punho, sobre os processos estiloides do rádio e ulna (Figura 17c).

- Circunferência do punho fechado, foi pedido para o voluntario fechar a mão em punho, passando o polegar sobre os outros dedos (Figura 17d).
- Circunferência da articulação do punho.
- Circunferência do antebraço, foi medida a circunferência da parte com maior diâmetro do antebraço.
- Circunferência da articulação do cotovelo.
- Circunferência do braço, foi pedido para o voluntario posicionar o braço estendido para baixo, do lado do corpo, foi medida a circunferência do braço na parte proximal.

As medidas antropométricas anteriores são relevantes na hora da criação do modelo para a aplicação de dinâmica inversa, e calcular os ângulos e momentos articulares. Essas medições foram realizadas seguindo os parâmetros antropométricos do modelo modificado de Hanavan [37], só os referentes ao braço, antebraço e mão. Porém, os dados não foram utilizados porque foi utilizado o modelo pré-configurado do Visual 3D (C-Motion), processo que será explicado mais adiante. Contudo, as medidas serão disponibilizadas nos anexos deste documento.

Figura 17. Medidas da mão.



Fonte: Autor

### 5.2.2 Instrumentação e registro das tentativas

Após a coleta das medições antropométricas, foram colocados 26 marcadores refletivos sobre o troco e braços do voluntário, seguindo as recomendações da Sociedade Internacional de Biomecânica [38]. A localização dos marcadores é especificada na Tabela 5 e ilustrada na Figura 18. No braço foi localizada uma peça retangular plana de plástico onde foram agrupados 4 marcadores, um em cada canto

(cluster). Também foram colocados dois marcadores na cadeira de rodas, um para cada roda traseira, no eixo.

Figura 18. Localização dos marcadores anatômicos.



Fonte: Autor.

As posições desses marcadores foram registradas por um sistema de captura de movimento baseado em câmeras de vídeo que operam no infravermelho (Raptor-4 Digital RealTime System com 12 câmeras, Motion Analysis Inc., EUA), com frequência de 150 Hz. Essa parte da coleta corresponde à parte cinemática da avaliação.

Tabela 5. Nomes dos marcadores refletivos localizados no tronco e braços dos voluntários.

Localização anatômica	Nome atribuído
Incisura jugular	IJ
Processo xifoide	PX
Sétima vértebra cervical	C7
Oitava vértebra torácica	T8
Articulação acrômio clavicular	RAC, LAC (R=direita, L=esquerda)
Cluster braço	4 marcadores AS, PS, AI, PI (anterior e posterior superior, anterior e posterior inferior)
Epicôndilo lateral do úmero	RLE, LLE
Epicôndilo medial do úmero	RME, LME
Processo estiloide do rádio	RRS, LRS
Processo estiloide da ulna	RUS, LUS
Cabeça do terceiro osso metacarpo	R3M, L3M
Cabeça do quinto osso metacarpo	R5M, L5M
Eixo roda traseira	RW, LW

A cadeira de rodas utilizada para a coleta foi uma M3 (Ortobras; Barão, Rio Grande do Sul), de 40 cm de largura. O comprimento do apoia pés foi mudado à conveniência do usuário. À cadeira foram adaptadas duas rodas instrumentadas (SmartWheel), com 0° de cambagem, instrumento que forneceu a parte cinética da avaliação, com uma frequência aproximada de 240 Hz. A massa da cadeira, com as duas rodas SW adaptadas, foi de 18,10 kg.

Depois de colocados os marcadores, foi pedido para o cadeirante andar pelo espaço, para se familiarizar com a cadeira e com os marcadores colados no corpo.

A coleta foi composta por três registros, estático, funcional e movimento. O estático consistiu em capturar a posição do voluntário em uma postura específica e estática por poucos segundos. A postura que o sujeito teve que manter foi sentado na cadeira, com as mãos sobre o ponto mais alto do aro de propulsão. Esse registro é utilizado para a adaptação do modelo criado no Visual 3D para cada sujeito, reconhecimento das posições dos marcadores, e definição dos segmentos. O registro funcional foi necessário para calcular o centro articular da articulação do ombro, neste caso o voluntario, com a cadeira de rodas travada, devia levantar os braços retos, estendendo-os lateralmente, e realizar movimentos circulares por alguns segundos. Foi instruído para o voluntario tentar mover só os braços, para evitar grandes oscilações do tronco.

O registro do movimento foi composto por duas tarefas, a primeira tarefa consistiu em o cadeirante percorrer uma distância de aproximadamente 10 m com velocidade confortável. Foi instruído para o voluntario andar na velocidade que ele andaria se estivesse andando indo para um lugar qualquer, sem pressa. No início, a pessoa devia ter as mãos sobre as coxas, e só depois do aviso poderia fazer contato com o aro para iniciar o movimento. Depois de percorrida a distância o registro era finalizado e o voluntario devia voltar para o ponto de partida e se preparar para a tentativa seguinte. A segunda tarefa era realizar o mesmo movimento com velocidade rápida.

Como já foi mencionado anteriormente, foi utilizado o software Cortex 6.0 para a captura do movimento e as SWs para a captura das forças e momentos aplicados pelo cadeirante ao aro. O software da SW foi utilizado no modo pesquisa (*research mode*), o qual permite o registro das duas rodas simultaneamente, e também envia

um sinal elétrico na forma de onda quadrada entre +5V/-5V para o conversor analógico/digital gerenciado pelo software Cortex assim que as rodas são ativadas para começar e finalizar a medição, respectivamente. Para verificar a validade das tentativas, no Cortex era conferido o número de marcadores visualizados pelo sistema durante a duração do movimento, e para a SW foi desenvolvida uma rotina para visualizar as curvas das forças e momentos adquiridos. Se em alguma das tentativas os dados não eram válidos, uma tentativa extra era realizada, para obter no total dez tentativas com dados válidos.

### 5.3 Processamento

O processamento dos dados teve as seguintes etapas. A primeira foi realizada no Cortex. A posição dos marcadores foi revisada para verificar que não havia dados faltantes por falta de detecção da posição dos marcadores em algum instante, nos casos que havia, esses trechos foram preenchidos por interpolação com a ferramenta de junção cúbica (*Cubic Join*). Essa ferramenta calcula os valores para preencher a brecha utilizando a função spline cúbica, uma forma de interpolação dos resultados mais suave do que a interpolação linear. Com o Cortex, também foram determinados o começo e final de cada tentativa; exportados os arquivos dos registros estáticos e funcionais com extensão c3d (um formato binário de arquivo padrão para dados biomecânicos tridimensionais); o sinal de sincronização da SW foi exportado com extensão anc, arquivo com informação analógica em formato ASCII; e finalmente as posições tridimensionais dos marcadores com extensão trc (track row column), arquivo também em ASCII.

Os dados da SW foram exportados com extensão csv (valores separados por vírgula).

A segunda etapa de processamento foi realizada utilizando Python (v3.5.1). Foi criada uma rotina para ler os arquivos com extensões trc, anc e csv. O arquivo anc foi utilizado para a sincronização dos arquivos trc e csv. O arquivo trc tem uma coluna onde é registrado o número do quadro, e é a mesma coluna contida no arquivo anc, então pode -se saber em qual quadro do trc foi iniciada e terminada a captura da SW, logo pode-se fazer um primeiro corte do arquivo trc com os dados que interessam. A frequência dos dados da SW foi interpolada para 150 Hz (frequência de captura do

Cortex). Os dados cortados do trc foram juntados com os dados interpolados da SW, e filtrados utilizando filtro *Butterworth* de segunda ordem, utilizando as funções butter e filtfilt do SciPy, uma das bibliotecas parte do ecossistema baseado em Python de software de código livre para matemática, ciência, e engenharia. A frequência de corte foi determinada para cada sinal, com uma rotina que calcula a frequência de corte ótima baseada na técnica de análise residual (*Residual analysis to determine the optimal cutoff frequency*) [39]. Depois os dados foram cortados para exportar só um ciclo de propulsão, em arquivo com extensão txt, em formato ASCII permitido pelo software Visual3D. O ciclo foi selecionado visualmente ao plotar as curvas dos momentos ao redor do eixo das rodas, e o valor da força total. O começo do ciclo é representado quando o valor do momento começa a sair da linha base, no nosso caso, positivamente, depois o momento volta à linha base, que representa a fase de recuperação, e é terminado justo antes do começo do seguinte ciclo.

A terceira etapa foi realizada no software Visual 3D. Visual 3D é uma ferramenta para análise biomecânica de movimento e forças. Primeiramente, foi carregado o arquivo do registro estático para a criação do modelo, utilizando-se a ferramenta criação de modelo híbrido (*Create - Hybrid Model from C3D file*). O modelo é bilateral, e está composto de sete segmentos rígidos, tronco, braços, antebraços e mãos. A articulação do ombro foi simplificada e modelada como uma articulação entre os segmentos tronco e braço.

Tanto para os segmentos como para o sistema de coordenadas global, os eixos foram definidos assim: superior-inferior representados pela letra z, positivo para cima; médio-lateral, y, positivo no sentido lateral-medial; e antero- posterior, x, positivo no sentido posterior-anterior (Figura 19).

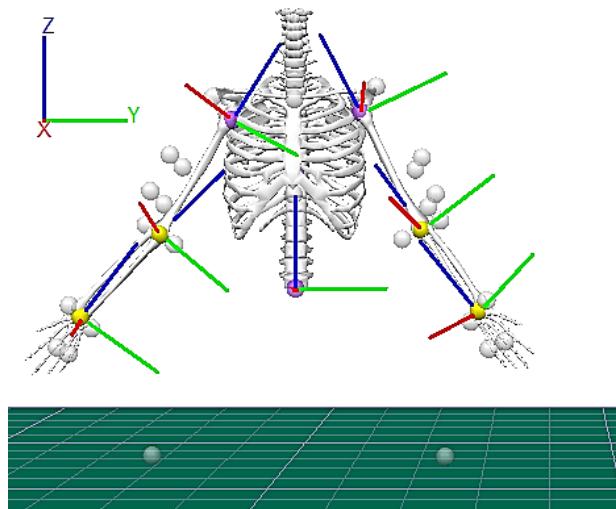
A massa e altura dos voluntários foi carregada para a configuração do modelo. O Visual 3D modela os segmentos como cones, cilindros, esferas e elipsoides. O tronco foi representado por um cilindro, os braços e antebraços por cones truncados, e as mãos por elipsoides. Massa, centro de massa, momento de inércia e comprimento dos segmentos são calculados pelo software baseando-se no modelo de Hanavan [40].

O arquivo do registro funcional foi utilizado para definir os centros articulares para cada ombro. Para tanto, é necessário o registro do movimento de um segmento em relação ao outro, no nosso caso foi escolhido o braço em referência ao tronco.

Para isso foram selecionados os quatro marcadores colocados no *cluster* (AS, PS, AI, PI), e os marcadores do tronco (IJ, PX, C7, T8). A determinação do centro articular pelo Visual3D utiliza o algoritmo de Gilette [41].

O tronco foi definido com três marcadores, RAC e LAC como distais, e um marcador virtual representando o ponto medial à altura do quadril. Os braços foram definidos com os marcadores LE e ME como distais e o centro articular calculado pelo software. Os antebraços com os marcadores RS e US como distais, e LE e ME como proximais. Por último, as mãos foram definidas com o marcador 3M como centro articular distal, RS e US como proximais.

Figura 19. Sistema de coordenadas global e local adotado, x plano antero-posterior.



Fonte: Tela do software Visual 3D para o modelo.

Já com o modelo pronto, foram carregadas as tentativas do movimento em velocidade normal e rápida (arquivos .txt), também foram carregados os arquivos com as forças e momentos, no mesmo formato. O modelo criado foi aplicado a cada tentativa. Teve-se que converter os dados analógicos correspondentes às forças e momentos para vetores, utilizando o recurso Pipeline do Visual 3D, e foram atribuídos à mão, no marcador 3M.

Foram criados três eventos temporais que representavam o começo do ciclo, final da propulsão e final da recuperação (*start*, *end\_push*, *end\_recovery*). Os diferentes arquivos também foram etiquetados dependendo da velocidade. Definir eventos e etiquetas ajuda na manipulação dos dados.

Finalmente, foram calculados os ângulos, utilizando-se a representação de ângulos de Cardan/Euler, e momentos articulares, por dinâmica inversa [42, 43, 44],

utilizando a função para a cálculo básico do modelo (*Compute Model Based Data*). Os momentos articulares foram calculados normalizados pelo peso dos voluntários. Informações temporais, e posições das rodas foram exportadas, normalizadas no tempo, para calcular as variáveis espaço-temporais utilizando funções escritas em Python.

## 5.4 Resultados

### 5.4.1 Sujeito 1

A velocidade média confortável foi de 1,08 m/s, e a rápida foi de 2,88 m/s. O tempo da fase de propulsão para a velocidade confortável foi de 0,44 s, ao invés da velocidade rápida que foi de 0,25 s. O tempo total médio do ciclo para a velocidade normal foi de 1,08 s, e para a velocidade rápida de 0,58 s. Os dados são expostos detalhadamente na Tabela 6.

Tabela 6. Dados espaço-temporais do ciclo de propulsão de cadeira de rodas

Massa: 53,38 kg			Altura: 1,67 m			Anos de lesão: 19			Anos de uso CRM: 19		
Dist. (m)	Fase propulsão (s)		Freq.	Velocidade (m/s)	Dist. (m)	Fase propulsão (s)		Frequência	Velocidade (m/s)		
	% do ciclo	Fase recuperação (s)				% do ciclo	Fase recuperação (s)				
1	1.11	0.4	35	0.66	0.98	1.09	1.65	0.2	42	0.33	1.75
2	1.28	0.5	43	0.65	0.87	1.11	1.59	0.3	45	0.31	1.79
3	1.15	0.5	47	0.56	0.95	1.1	1.6	0.2	42	0.29	2.00
4	1.05	0.4	36	0.63	1.02	1.07	1.68	0.3	45	0.32	1.72
5	1.04	0.4	37	0.62	1.01	1.04	1.78	0.3	43	0.37	1.54
6	1	0.4	40	0.58	1.04	1.05	1.72	0.2	40	0.35	1.72
7	1.21	0.5	43	0.65	0.88	1.06	1.59	0.3	45	0.31	1.79
8	1.21	0.5	43	0.63	0.90	1.1	1.83	0.3	43	0.36	1.59
9	1.21	0.5	41	0.73	0.81	0.99	1.57	0.3	47	0.31	1.72
10	1.36	0.5	42	0.69	0.85	1.14	S/R	S/R	S/R	S/R	S/R
$\bar{x}$	1.16	0.4	41	0.64	0.93	1.08	1.67	0.3	43	0.33	1.74
$\sigma$	0.11	0.1	4	0.05	0.080	0.04	0.09	0	2	0.03	0.131
Dist.= distância; Freq.= frequência; CRM=cadeira de rodas manual; S/R= sem registro											

O sujeito, em média, para a velocidade normal, mostrou uma flexão máxima do cotovelo de 83 e 85 graus no lado esquerdo e direito respectivamente, no 20% do

ciclo, o braço esteve na posição de maior extensão aos 47% do ciclo, com valores de 38 graus para o esquerdo e 36 graus para o direito. A articulação do ombro, a maior parte do tempo esteve em extensão, nos dois lados, e apresentou valores máximos de extensão de 56 graus no lado esquerdo, e 60 graus no lado direito, apresentados no final do ciclo. A maior flexão da articulação foi aos 47% do ciclo, com 17 graus para o lado esquerdo e 19 graus para o lado direito. A articulação do punho esteve em extensão por todo o ciclo, com valores máximos e mínimos de 24 e 15 graus para o lado esquerdo, e 26 e 17 para o direito. A

Tabela 7 mostra os valores mínimos e máximos dos ângulos articulares no plano sagital para as duas velocidades. Pode-se observar que para o ombro e punho, os ângulos máximos de extensão foram maiores na velocidade rápida, o ombro também apresentou valores de flexão maiores nessa condição, como a articulação do cotovelo, porém, a última, registrou valores de flexão mínimos menores na velocidade rápida.

A Tabela 8 mostra os mínimos e máximos dos momentos articulares, também no plano sagital. Observa-se que os momentos resultantes na velocidade rápida são maiores do que os da velocidade normal.

Os ângulos e momentos articulares do ombro na velocidade normal se mostraram diferentes aos da velocidade rápida para um intervalo de confiança de 95%.

Tabela 7 Mínimos e máximos dos ângulos articulares nas duas velocidades

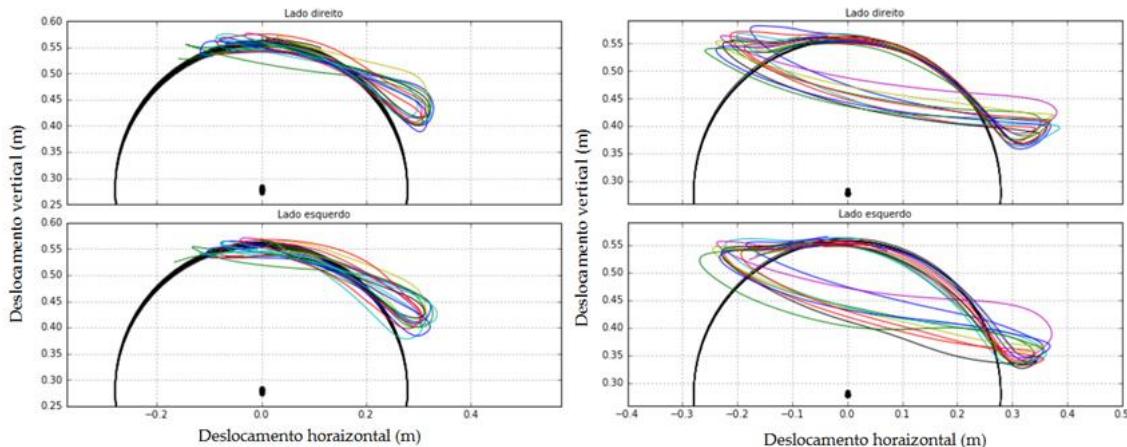
		Média ângulos articulares, sagital (graus)			
		Vel. Normal		Vel. Rápida	
		Mín. ( $\sigma$ )	Máx. ( $\sigma$ )	Mín. ( $\sigma$ )	Máx. ( $\sigma$ )
<b>Ombro</b>	<b>Direito</b>	-60,83 (4,48)	19,13 (2,23)	-68,82 (4,94)	23,32 (2,97)
	<b>Esquerdo</b>	-56,68 (4,26)	17,62 (2,22)	-67,53 (3,37)	25,3 (2,40)
<b>Cotovelo</b>	<b>Direito</b>	36,18 (3,54)	85,05 (3,22)	22,06 (3,42)	89,12 (3,40)
	<b>Esquerdo</b>	38,45 (3,72)	83,49 (2,57)	19,55 (3,22)	91,85 (1,88)
<b>Punho</b>	<b>Direito</b>	-26,41 (4,18)	-17,57(2,65)	-35,59 (4,69)	-17,97 (4,20)
	<b>Esquerdo</b>	-24,1 (6,97)	-15,29 (3,22)	-25,27 (3,14)	-10,97 (4,65)

Tabela 8 Mínimos e máximos dos momentos, normalizados pelo peso, nas duas velocidades

		Média momentos articulares, sagital (Nm/kg)			
		Vel. Normal		Vel. Rápida	
		Mín.(σ)	Máx. (σ)	Mín. (σ)	Máx. (σ)
Ombro	Direito	-0,039 (0,06)	0,092 (0,07)	-0,499 (0,22)	0,485 (0,09)
	Esquerdo	-0,049 (0,037)	0,073 (0,043)	-0,221 (0,10)	0,263 (0,07)
Cotovelo	Direito	-0,019 (0,03)	0,003 (0,03)	-0,140 (0,07)	0,104 (0,04)
	Esquerdo	0,024 (0,02)	0,048 (0,03)	-0,084 (0,05)	0,309 (0,17)
Punho	Direito	-0,015 (0,02)	0,012 (0,01)	-0,156 (0,06)	0,027 (0,03)
	Esquerdo	-0,001 (0,01)	0,036 (0,01)	-0,041 (0,05)	0,061 (0,03)

A Figura 20. Padrão de propulsão velocidade normal (gráfico esquerdo) e velocidade rápida (gráfico direito) do sujeito 1. mostra o padrão de propulsão do sujeito 1 adotado na velocidade normal. Qualitativamente parece tipo SLOP, diferentemente do padrão adotado na velocidade rápida que é DLOP. Outra diferença que pode-se observar entre os gráficos é a amplitude do movimento da mão, que no segundo caso é maior.

Figura 20. Padrão de propulsão velocidade normal (gráfico esquerdo) e velocidade rápida (gráfico direito) do sujeito 1.



As próximas páginas ilustram os ângulos e momentos durante um ciclo de propulsão para as diferentes tentativas, a média das tentativas é representada por uma linha grossa e o desvio padrão é representado por uma faixa de cor mais clara (Figura 21 até aFigura 32). Desde a Figura 33 até aFigura 36 são mostradas as forças e momentos de reação das rodas para cada tentativa, a média e o desvio padrão são representados da mesma forma como no caso anterior. Para todos os gráficos, a

coluna esquerda, gráficos em vermelho, representam o braço esquerdo, e a coluna direita, gráficos em azul, o direito.

Figura 21. Ângulos articulares do ombro, velocidade normal (coluna esquerda=braço esquerdo, coluna direita=braço direito, aplica-se também aos seguintes gráficos).

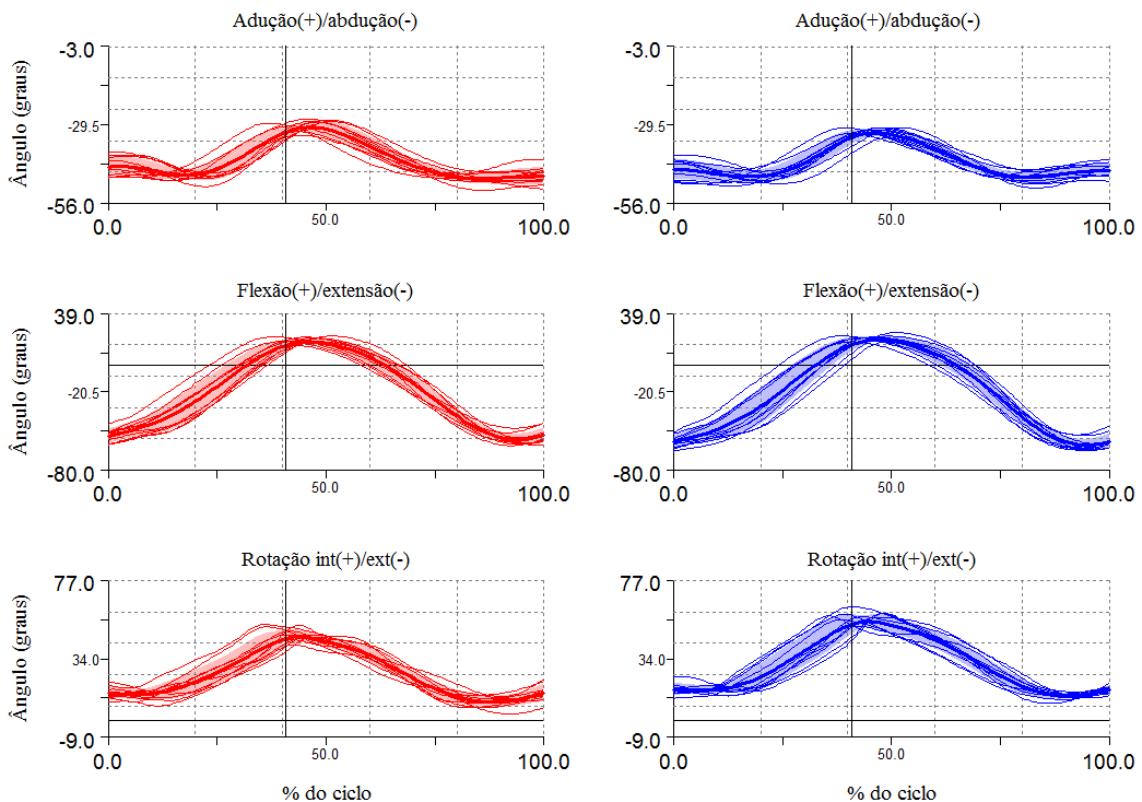


Figura 22. Ângulos articulares do ombro, velocidade rápida.

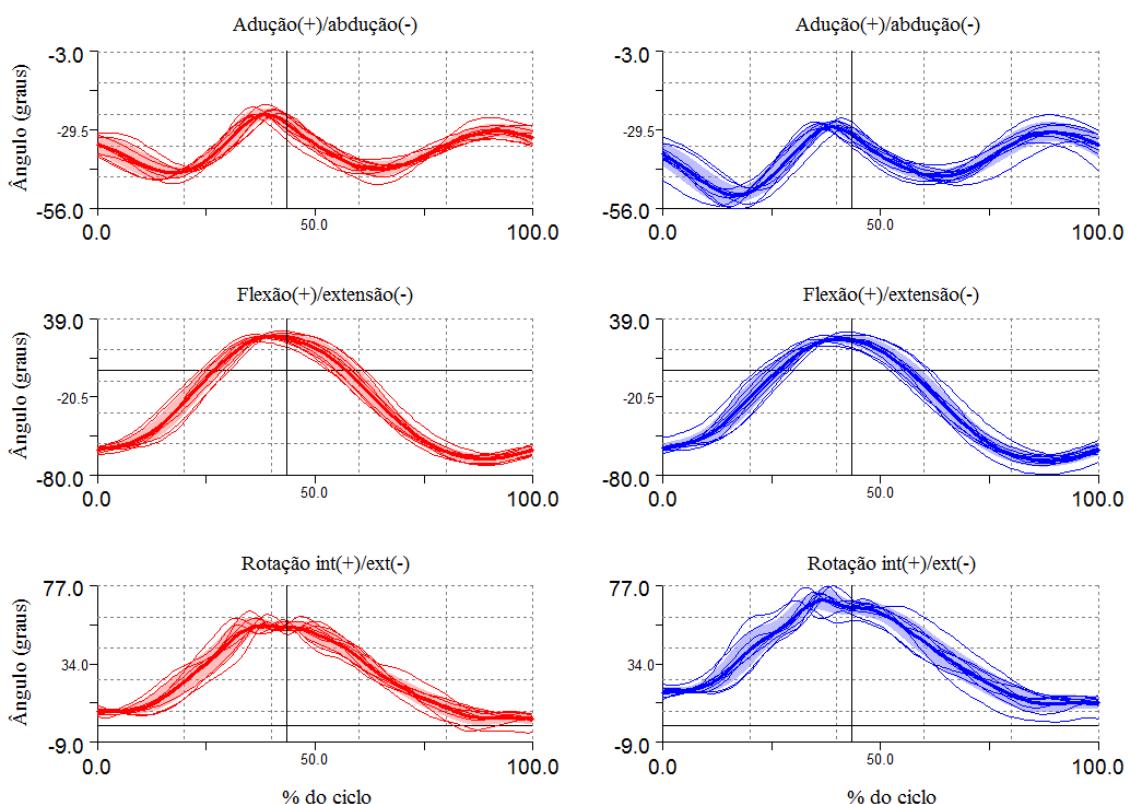


Figura 23. Ângulos articulares do cotovelo, velocidade normal.

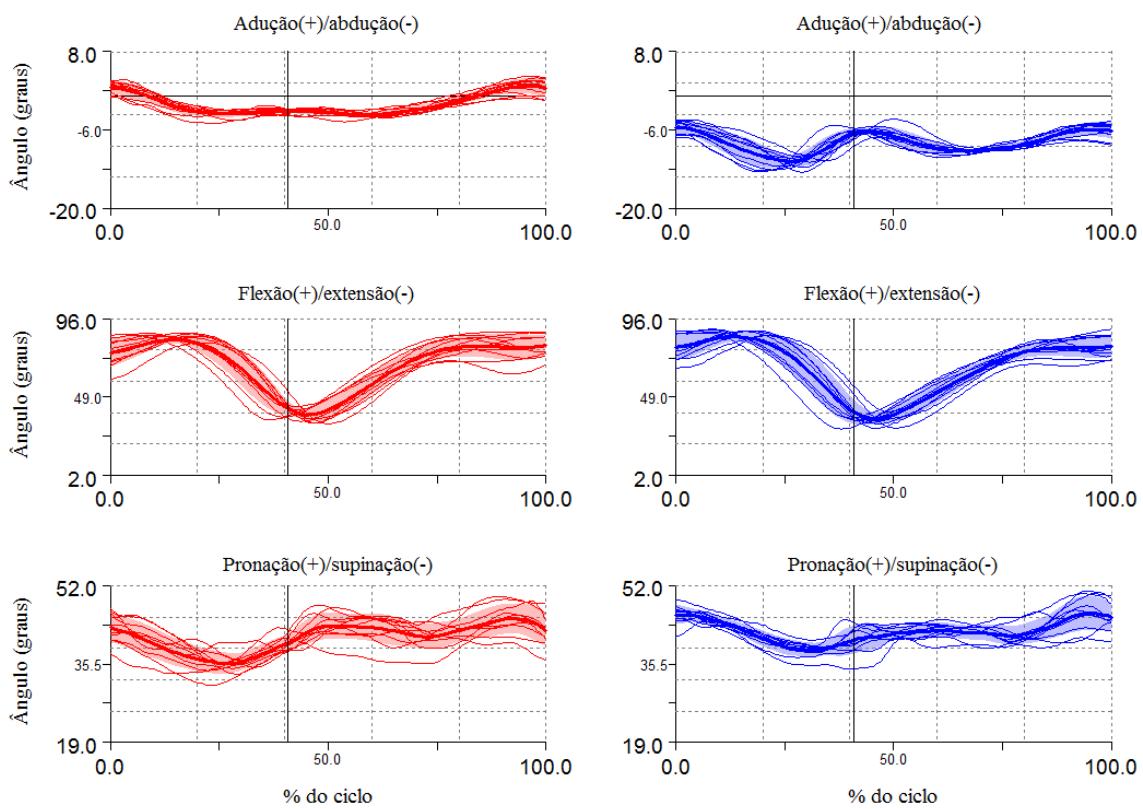


Figura 24. Ângulos articulares do cotovelo, velocidade rápida.

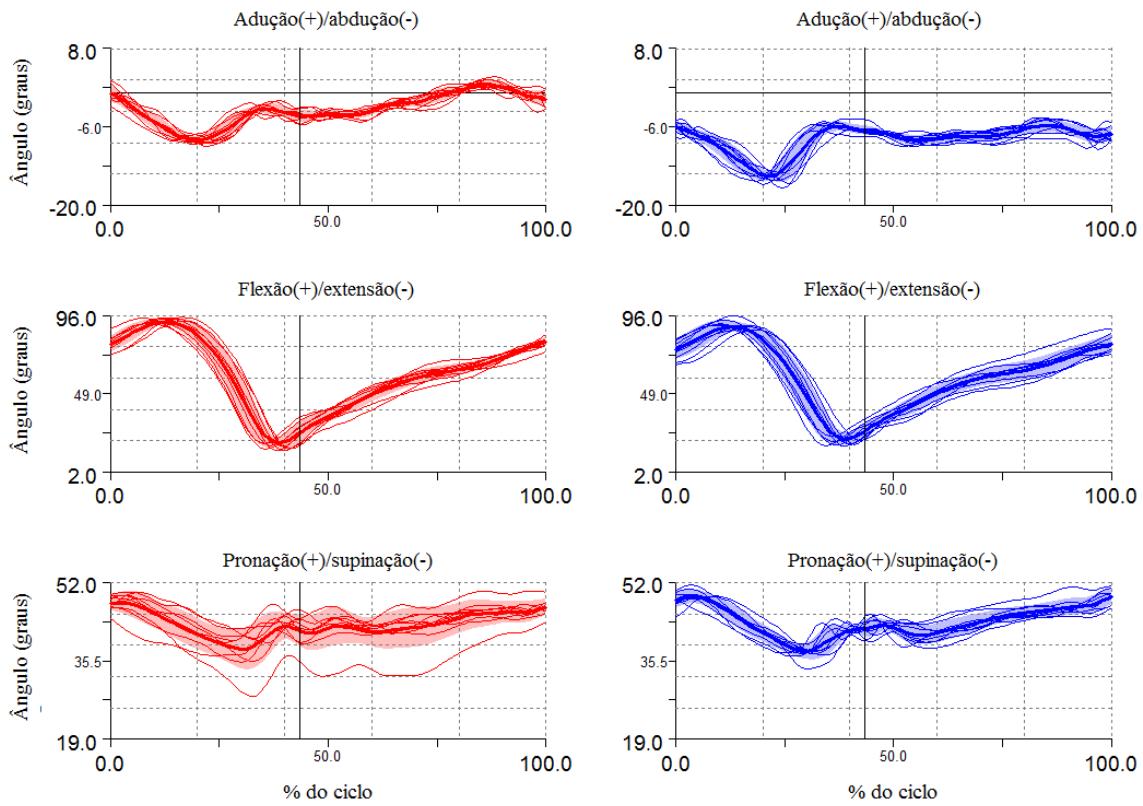


Figura 25. Ângulos articulares do punho, velocidade normal.

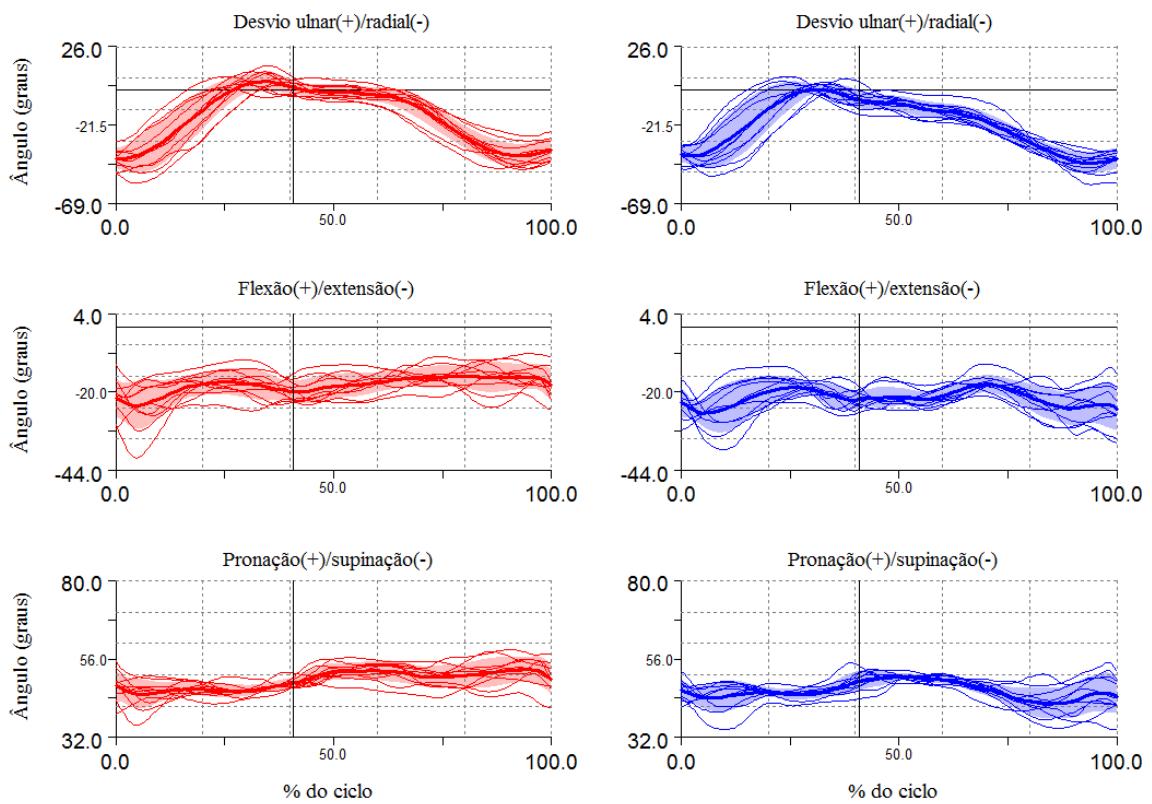


Figura 26. Ângulos articulares do punho, velocidade rápida.

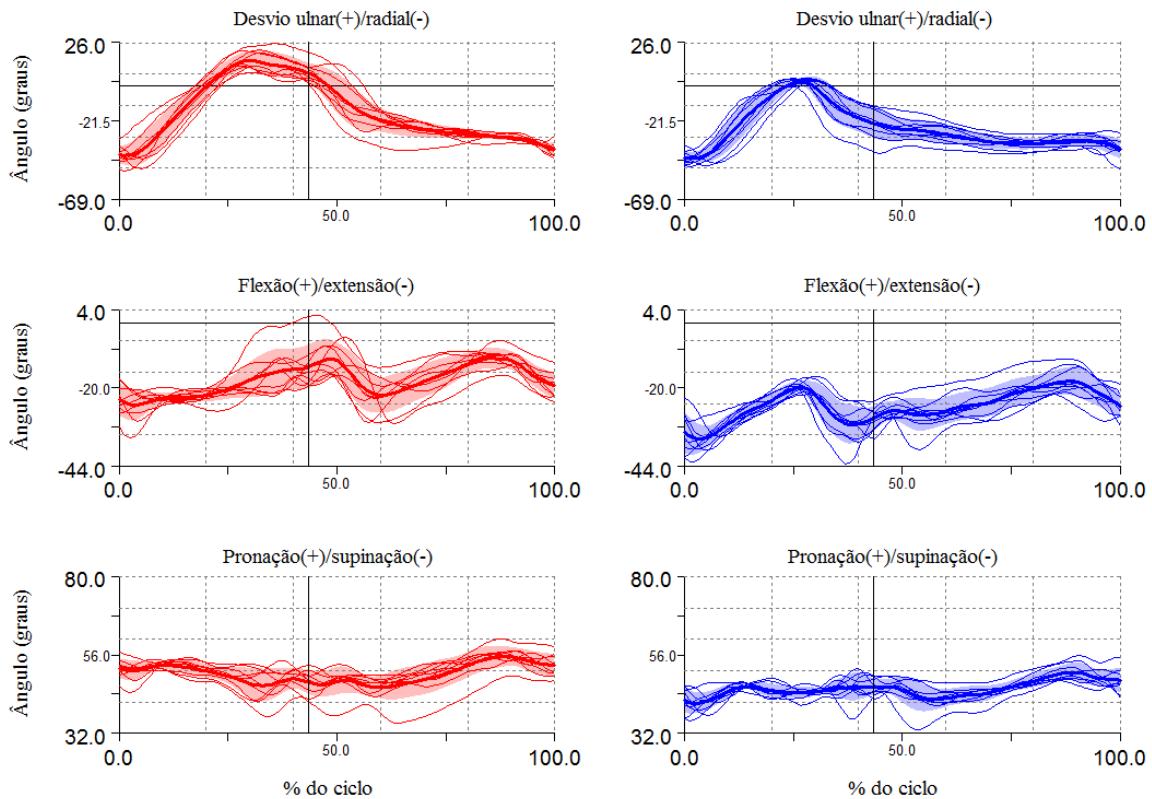


Figura 27. Momentos articulares do ombro, velocidade normal.

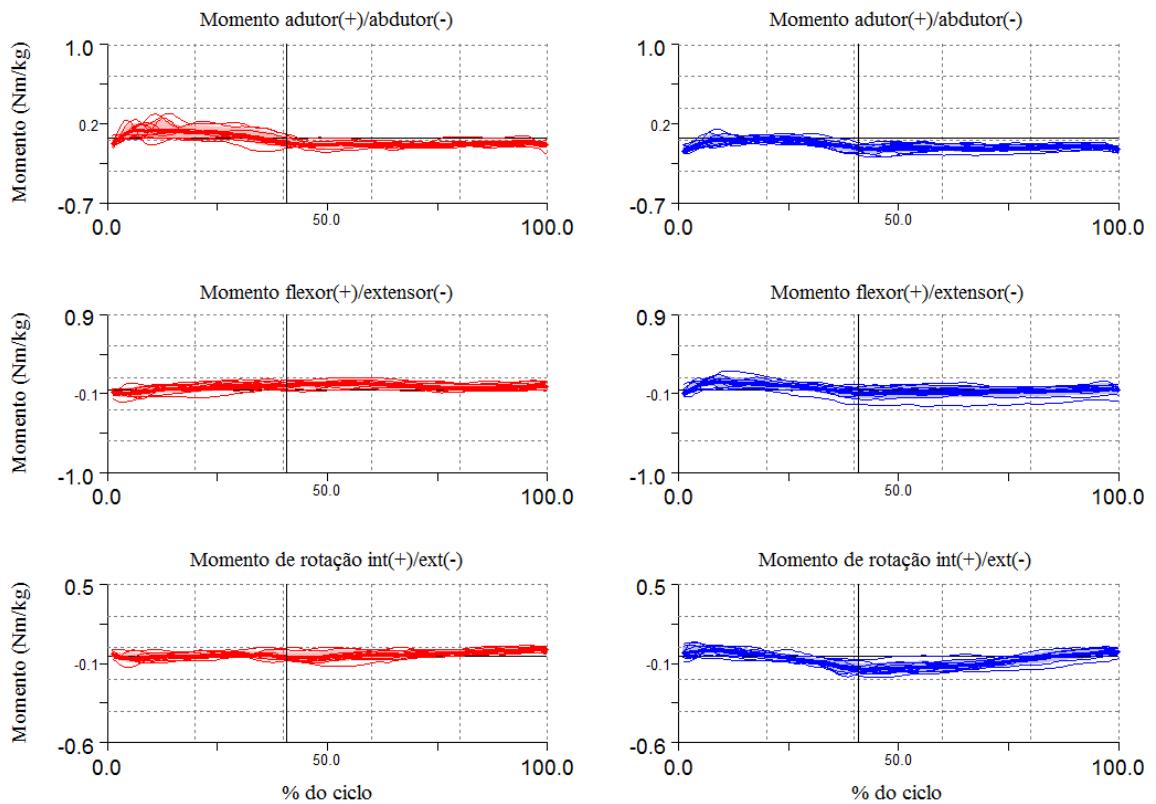


Figura 28. Momentos articulares do ombro, velocidade rápida.

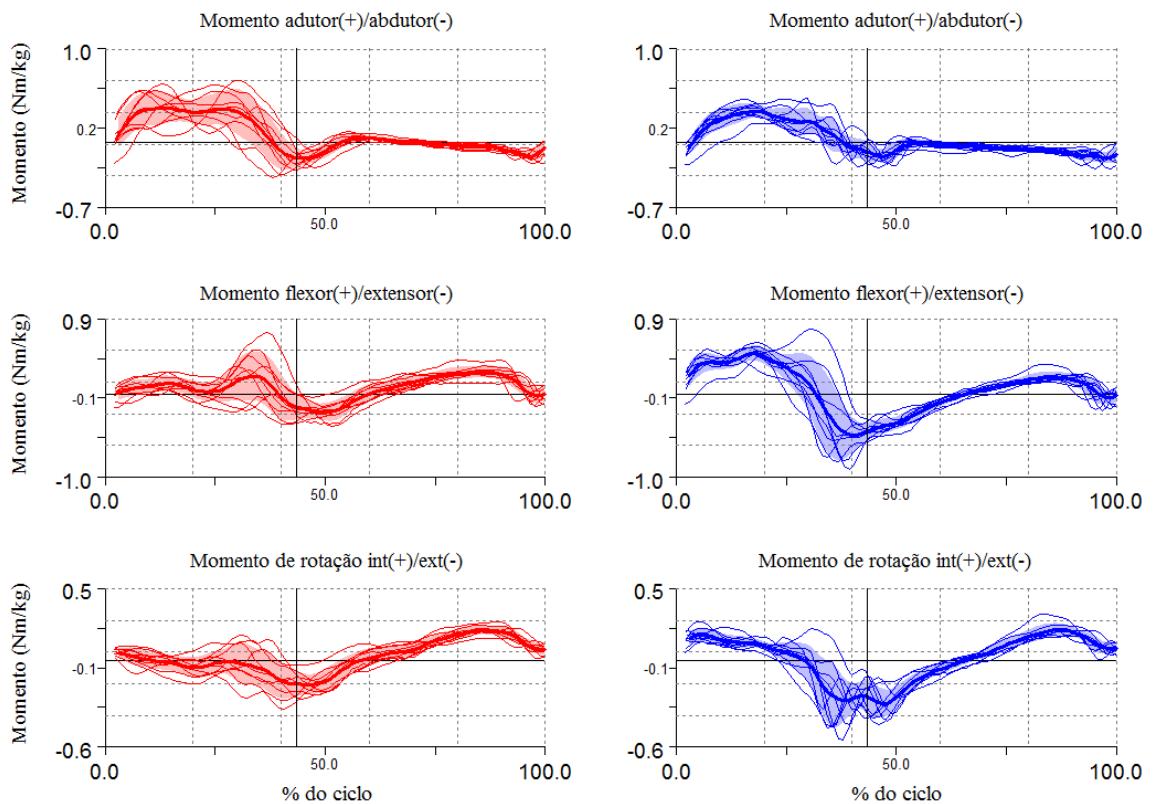


Figura 29. Momentos articulares do cotovelo, velocidade normal.

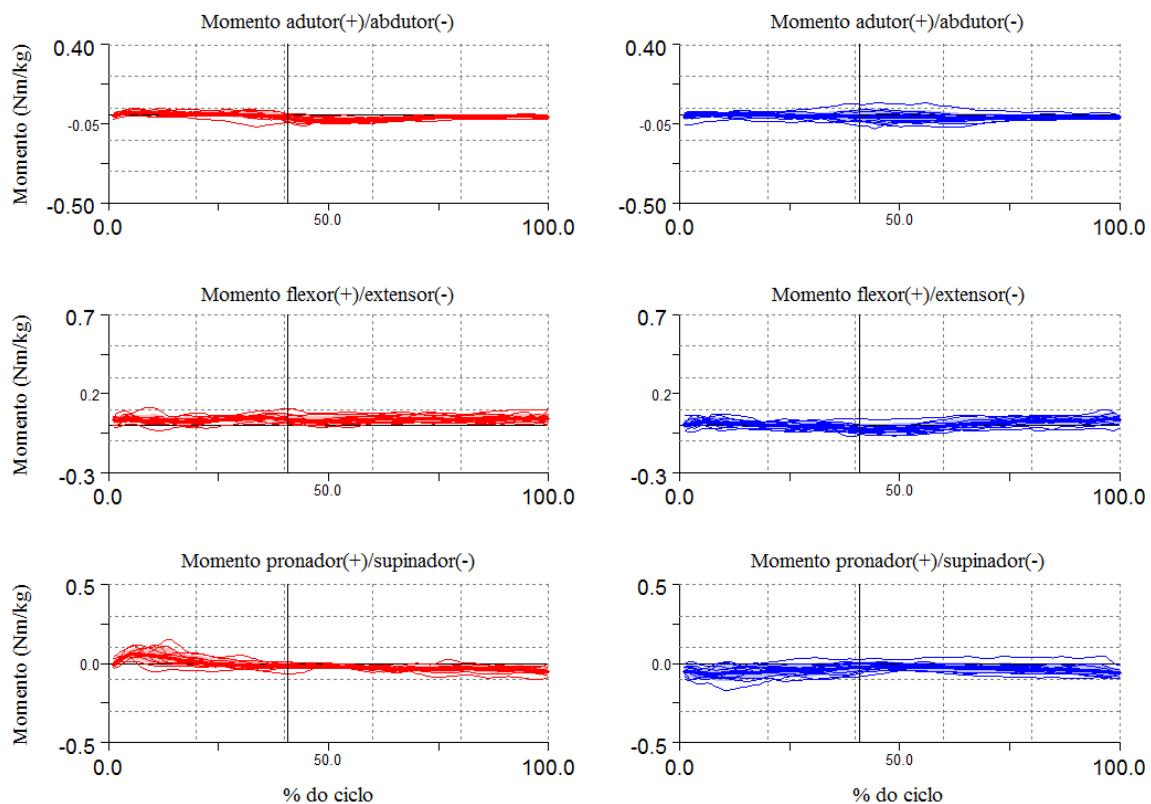


Figura 30. Momentos articulares do cotovelo, velocidade rápida.

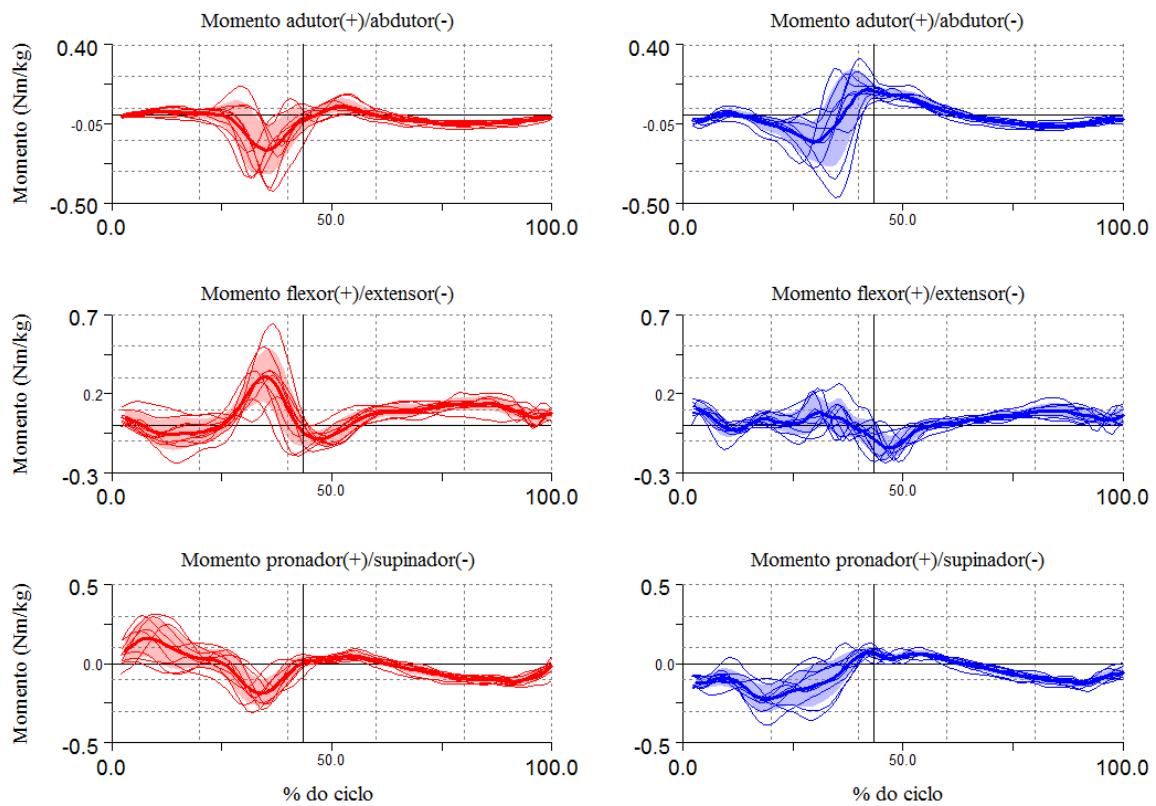


Figura 31. Momentos articulares do punho, velocidade normal.

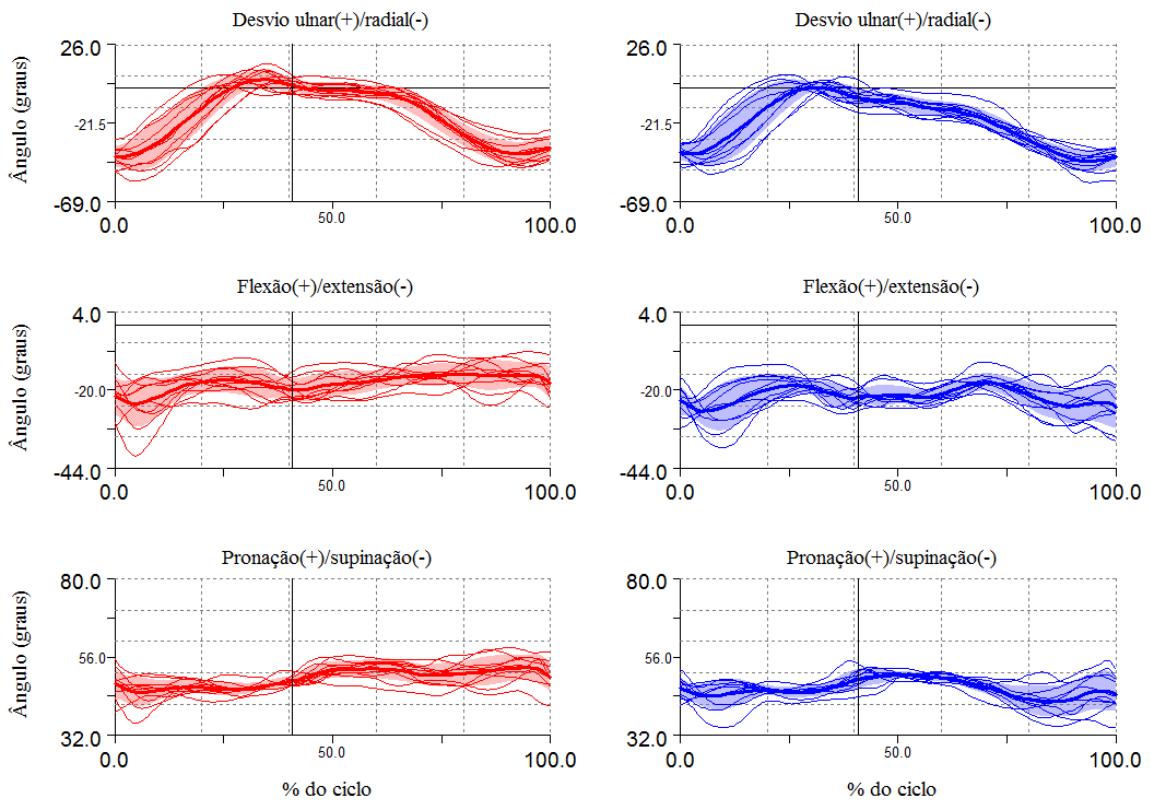


Figura 32. Momentos articulares do punho, velocidade rápida.

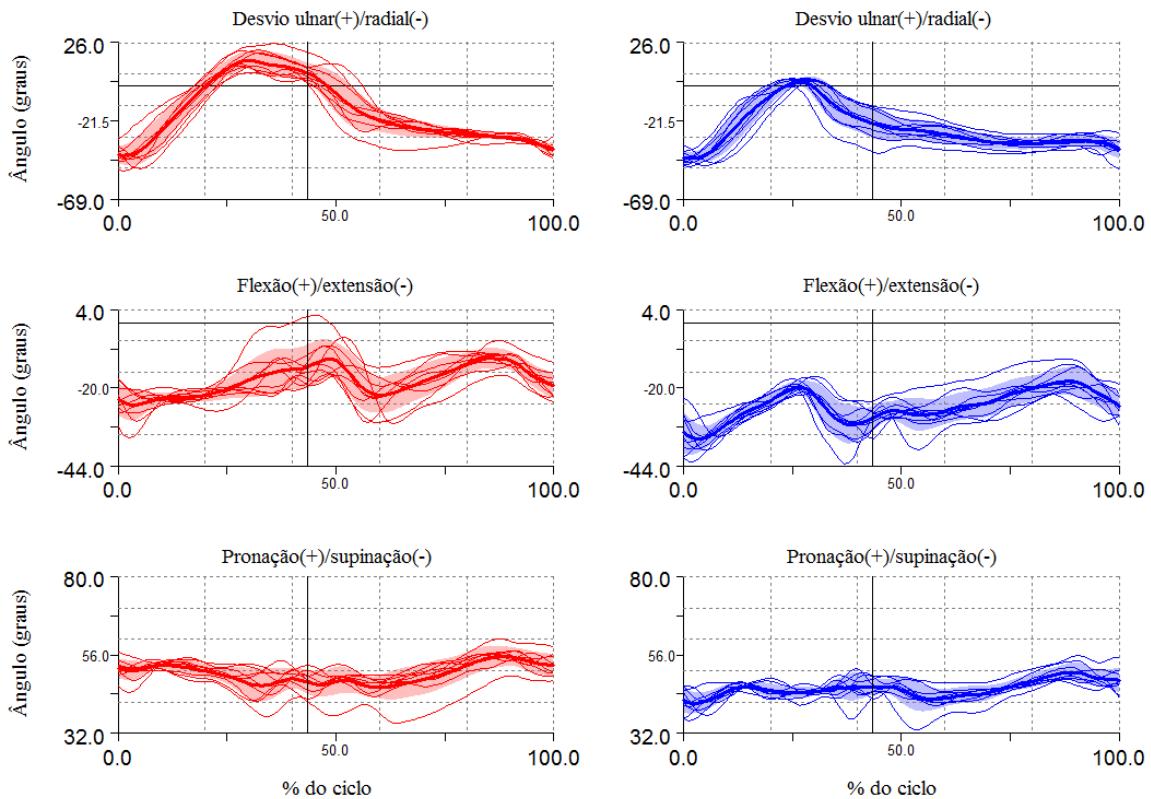


Figura 33. Forças de reação das rodas, velocidade normal.

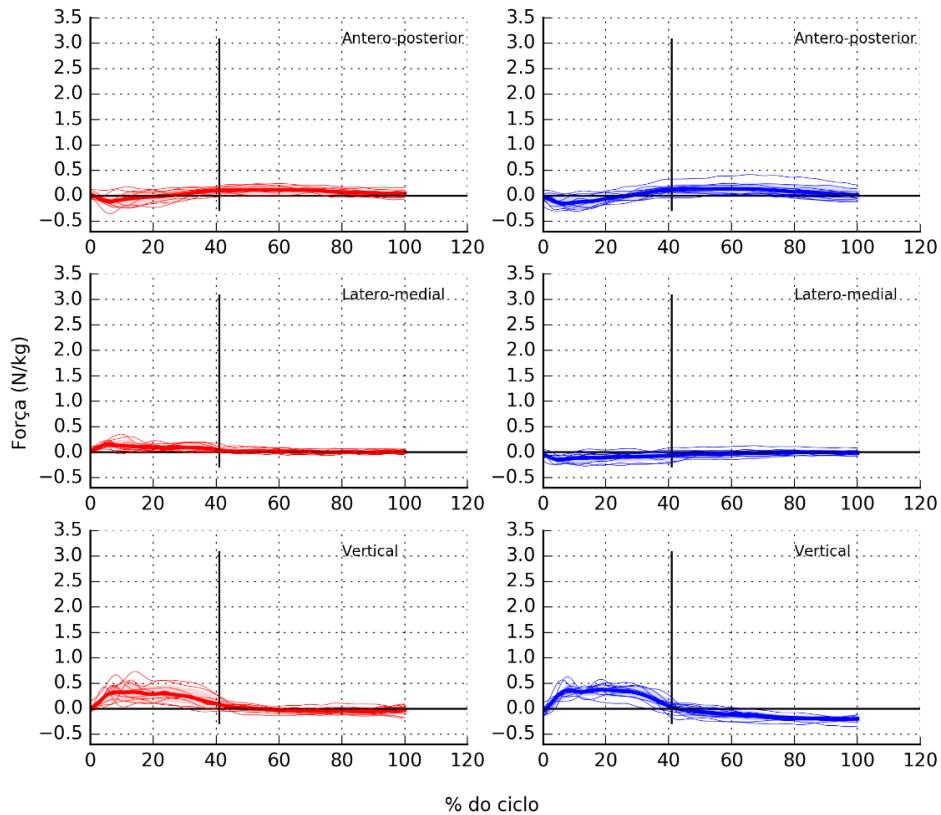


Figura 34. Forças de reação das rodas, velocidade rápida.

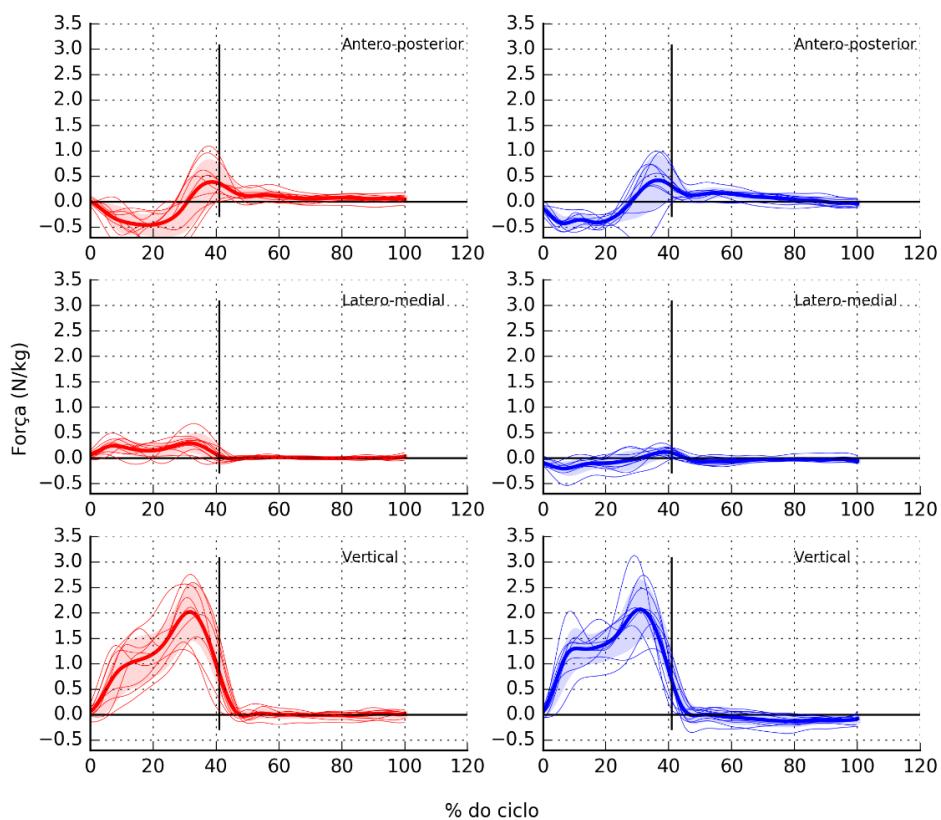


Figura 35. Momentos de reação das rodas, velocidade normal.

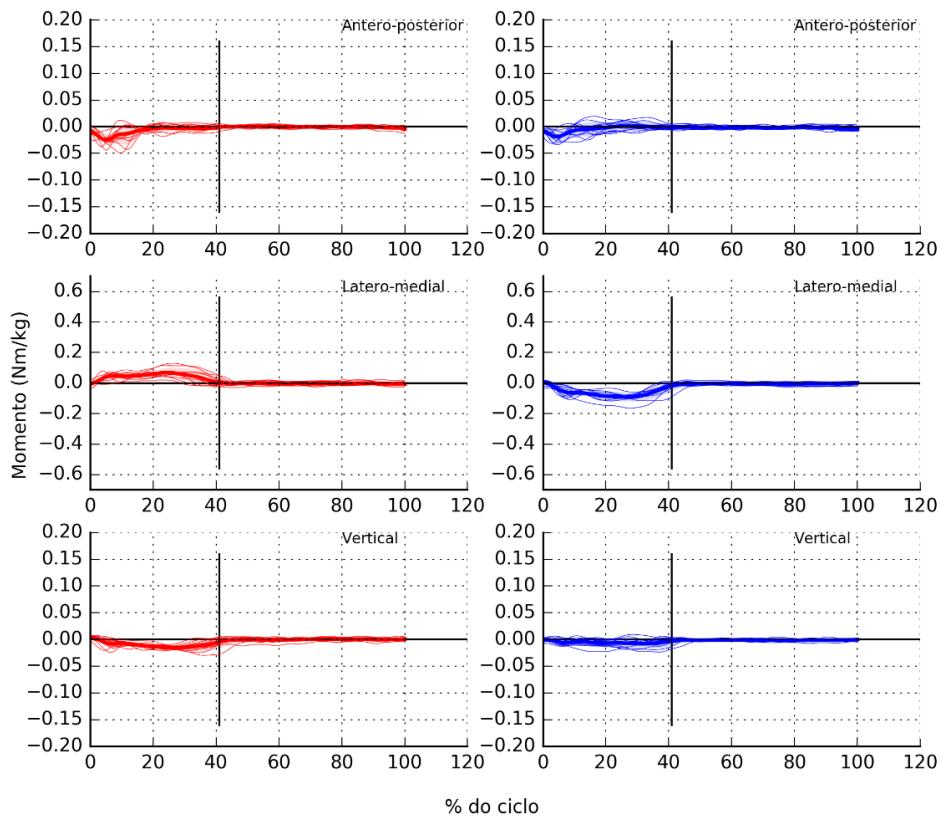
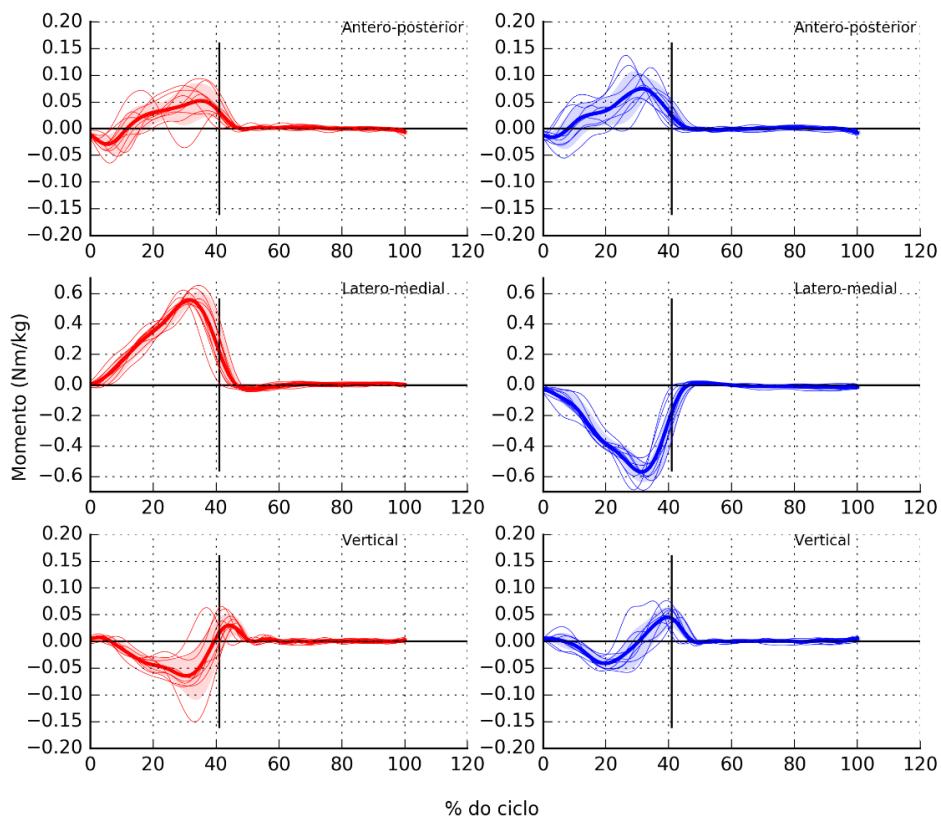


Figura 36. Momentos de reação das rodas, velocidade rápida.



## 5.4.2 Sujeito 2

A velocidade média confortável foi de 1,28 m/s, e a rápida foi de 2,40 m/s. O tempo da fase de propulsão para a velocidade confortável foi de 0,46 s, ao invés da velocidade rápida que foi de 0,24 s. O tempo total médio do ciclo para a velocidade normal foi de 1,09 s, e para a velocidade rápida de 0,58 s. Os dados são expostos detalhadamente na Tabela 9.

Tabela 9. Dados espaço-temporais do ciclo de propulsão de cadeira de rodas

Massa: 55,33 kg			Altura: 1,79 m			Anos de lesão: 7			Anos uso CRM: 7	
Velocidade normal						Velocidade rápida				
Dist. (m)	Fase propulsão (s)	Fase recuperá- ção (s)	Velocidade (m/s)	Dist. (m)	Fase propulsão (s)	Fase recuperá- ção (s)	Velocidade (m/s)			
% do ciclo						% do ciclo				
0	1,34	0,49	46	0,58	1,25	1,39	0,27	44	0,35	2,26
1	1,48	0,48	42	0,65	1,31	1,36	0,23	41	0,33	2,42
2	1,26	0,49	45	0,6	1,15	1,37	0,25	45	0,31	2,45
3	1,46	0,52	43	0,7	1,2	1,34	0,2	35	0,37	2,33
4	1,38	0,43	40	0,64	1,3	1,37	0,23	40	0,35	2,39
5	1,49	0,45	39	0,69	1,3	1,31	0,25	46	0,29	2,4
6	1,32	0,45	43	0,59	1,27	1,34	0,23	43	0,31	2,45
7	1,4	0,47	43	0,63	1,27	1,49	0,25	41	0,36	2,46
8	1,37	0,41	40	0,62	1,33	1,43	0,25	42	0,34	2,44
9	1,4	0,45	41	0,64	1,28	1,43	0,25	42	0,34	2,41
10	S/R	S/R	S/R	S/R	S/R	1,38	0,23	40	0,34	2,42
$\bar{x}$	1,39	0,46	42	0,63	1,28	1,38	0,24	42	0,34	2,4
$\sigma$	0,073	0,032	2,251	0,039	0,054	0,051	0,018	2,925	0,024	0,06

Dist.= distância; Freq.= frequência; CRM=cadeira de rodas manual; S/R= sem registro

O sujeito, em média, para a velocidade normal, mostrou uma flexão máxima do cotovelo de 82 graus para os dois lados, aos 20% do ciclo, o braço esteve na posição de maior extensão aos 46%, com valores de 28 graus para o esquerdo e 25 graus para o direito. A articulação do ombro, a maior parte do tempo esteve em extensão, nos dois lados, e apresentou valores máximos de extensão de 46 graus no lado esquerdo, e 50 graus no lado direito, apresentados no 98% do ciclo. A maior flexão da articulação foi aos 44% do ciclo, com 19 graus para os dois lados. A articulação do punho esteve em extensão por todo o ciclo, com valores máximos e mínimos de extensão de 18 e 3 graus para o lado esquerdo, e 25 e 18 graus para o direito. A

Tabela 10 mostra os valores mínimos e máximos dos ângulos articulares no plano sagital para as duas velocidades. Pode-se observar que a articulação do ombro, ambos lados, mostrou ângulos de extensão e flexão maiores na condição de velocidade rápida, assim como a articulação do cotovelo. Porém, com um intervalo de confiança de 95%, só se demostraram diferentes os ângulos do ombro e punho nas duas condições de velocidade.

A Tabela 8 mostra os mínimos e máximos dos momentos articulares, também no plano sagital. Observa-se que os momentos resultantes na velocidade rápida são maiores do que os da velocidade normal.

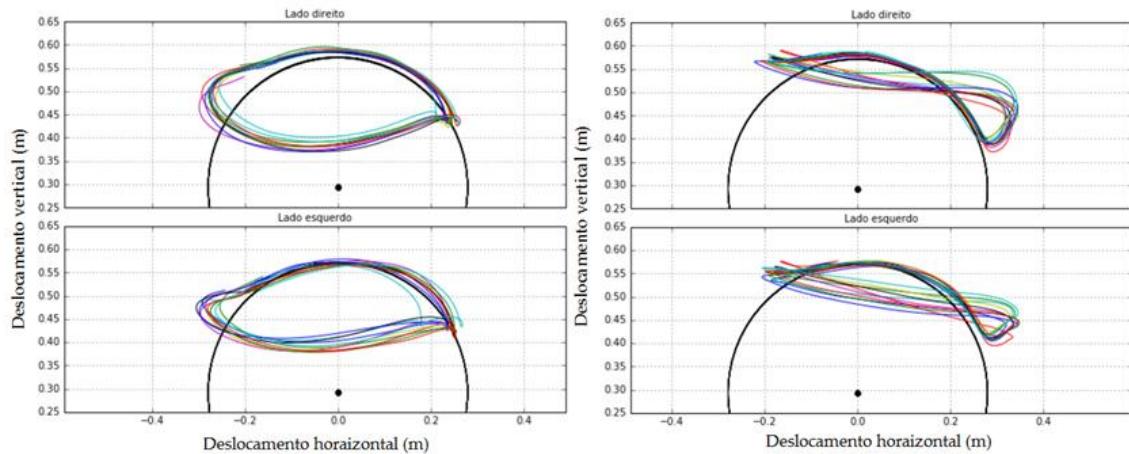
Tabela 10. Mínimos e máximos dos ângulos articulares nas duas velocidades

		Média ângulos articulares, sagital (graus)			
		Vel. Normal		Vel. Rápida	
		Mín. ( $\sigma$ )	Máx. ( $\sigma$ )	Mín. ( $\sigma$ )	Máx. ( $\sigma$ )
<b>Ombro</b>	<b>Direito</b>	-50,93 (1,89)	19,87 (1,59)	-61,25 (1,77)	24,75 (2,92)
	<b>Esquerdo</b>	-46,11 (2,43)	19,37 (1,61)	-51,26 (1,77)	35,64 (2,79)
<b>Cotovelo</b>	<b>Direito</b>	24,89 (3,46)	82,12 (1,54)	14,21 (5,75)	88,88 (2,37)
	<b>Esquerdo</b>	27,94 (2,4)	81,92 (2,65)	9,33 (6,97)	82,65 (2,07)
<b>Punho</b>	<b>Direito</b>	-25,56 (2,82)	-18,25 (1,43)	-25,78 (1,25)	-5,35 (1,81)
	<b>Esquerdo</b>	-18,3 (1,78)	-3,46 (2,59)	-15,48 (1,12)	0,93 (1,21)

Tabela 11. Mínimos e máximos dos momentos, normalizados pelo peso, nas duas velocidades

		Média momentos articulares, sagital (Nm/kg)			
		Vel. Normal		Vel. Rápida	
		Mín. ( $\sigma$ )	Máx. ( $\sigma$ )	Mín. ( $\sigma$ )	Máx. ( $\sigma$ )
<b>Ombro</b>	<b>Direito</b>	-0,124 (0,059)	0,127 (0,062)	-0,497 (0,142)	0,243 (0,116)
	<b>Esquerdo</b>	-0,097 (0,065)	0,081 (0,062)	-0,395 (0,13)	0,289 (0,041)
<b>Cotovelo</b>	<b>Direito</b>	-0,054 (0,033)	0,068 (0,047)	-0,141 (0,038)	0,116 (0,032)
	<b>Esquerdo</b>	-0,032 (0,032)	0,063 (0,033)	-0,068 (0,051)	0,185 (0,085)
<b>Punho</b>	<b>Direito</b>	-0,017 (0,013)	0,018 (0,014)	-0,044 (0,016)	0,037 (0,012)
	<b>Esquerdo</b>	-0,001 (0,012)	0,044 (0,014)	-0,018 (0,014)	0,102 (0,028)

Figura 37. Padrão de propulsão velocidade normal (gráfico esquerdo) e velocidade rápida (gráfico direito) do sujeito 2.



A Figura 37 mostra o padrão de propulsão do sujeito 2 na velocidade normal, qualificado como semicircular, o qual muda para DLOP na velocidade rápida.

As próximas páginas ilustram os ângulos e momentos durante um ciclo de propulsão para as diferentes tentativas, a média das tentativas é representada por uma linha grossa e o desvio padrão é representado por uma faixa de cor mais clara (Figura 38 até aFigura 49). Desde a Figura 50 até aFigura 53 são mostradas as forças e momentos de reação das rodas para cada tentativa, a média e o desvio padrão são representados da mesma forma como no caso anterior. Para todos os gráficos, a coluna esquerda, gráficos em vermelho, representam o braço esquerdo, e a coluna direita, gráficos em azul, o direito.

Figura 38. Ângulos articulares do ombro, velocidade normal.

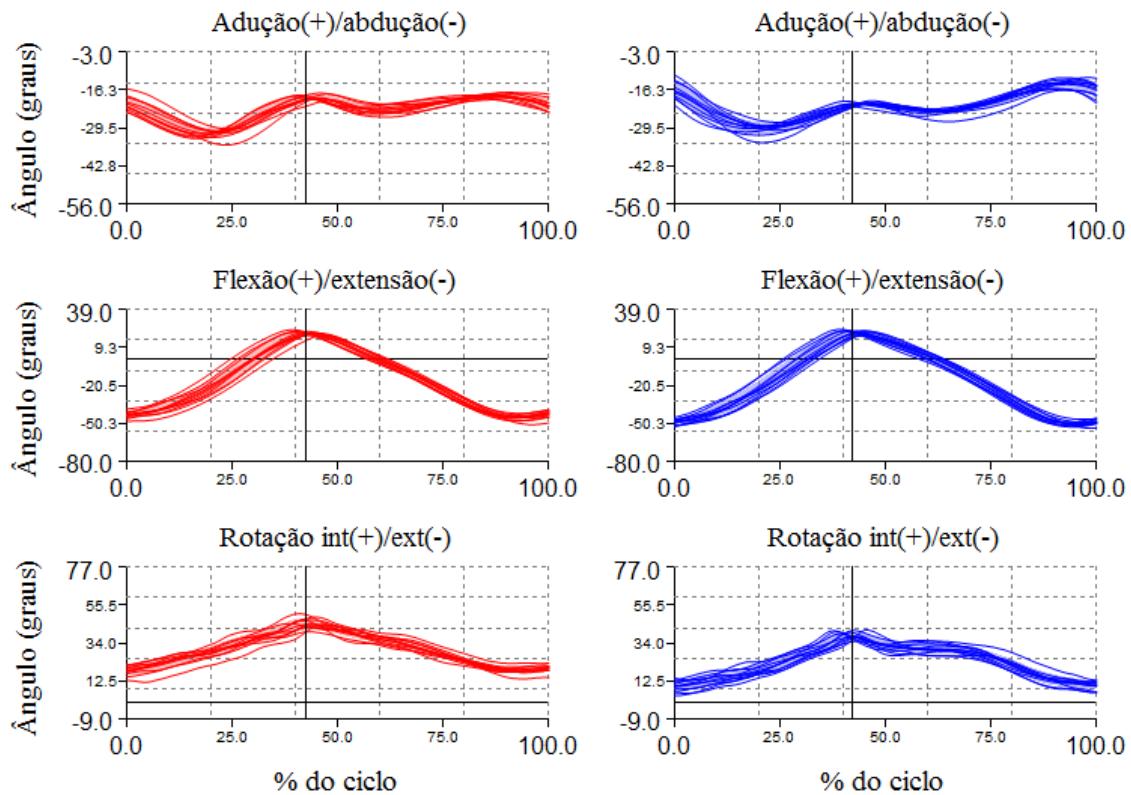


Figura 39. Ângulos articulares do ombro, velocidade rápida.

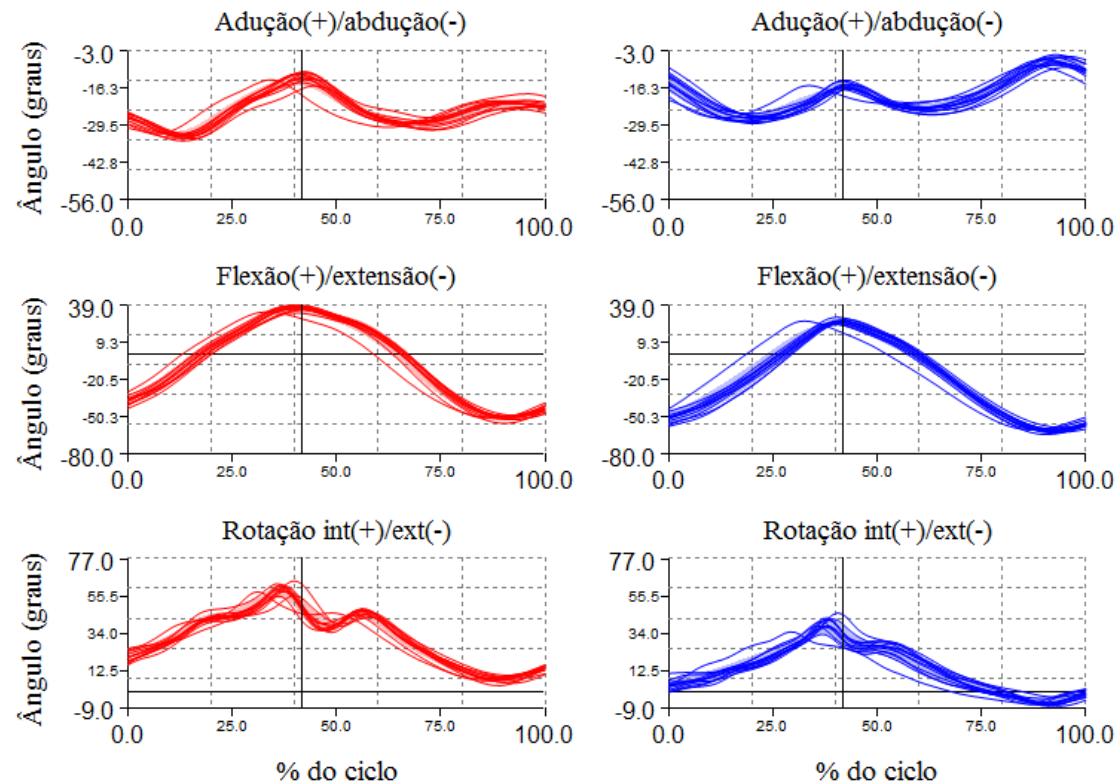


Figura 40.Ângulos articulares do cotovelo, velocidade normal.

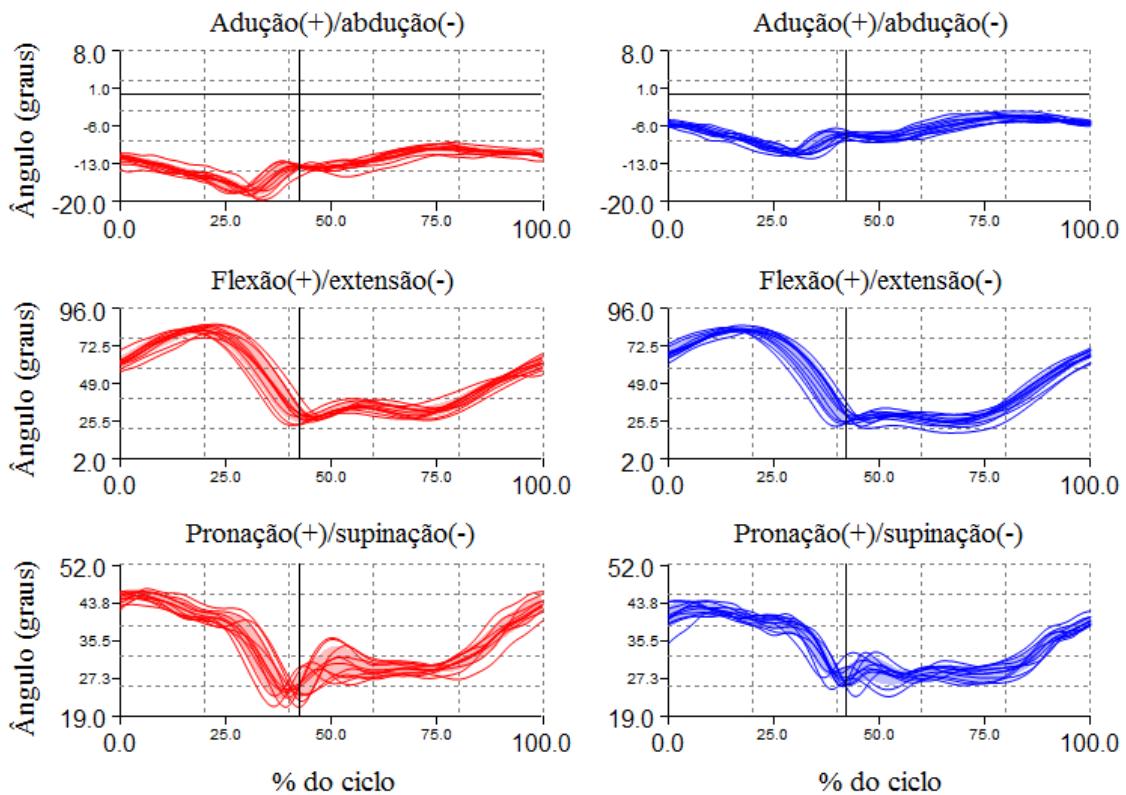


Figura 41.Ângulos articulares do cotovelo, velocidade rápida.

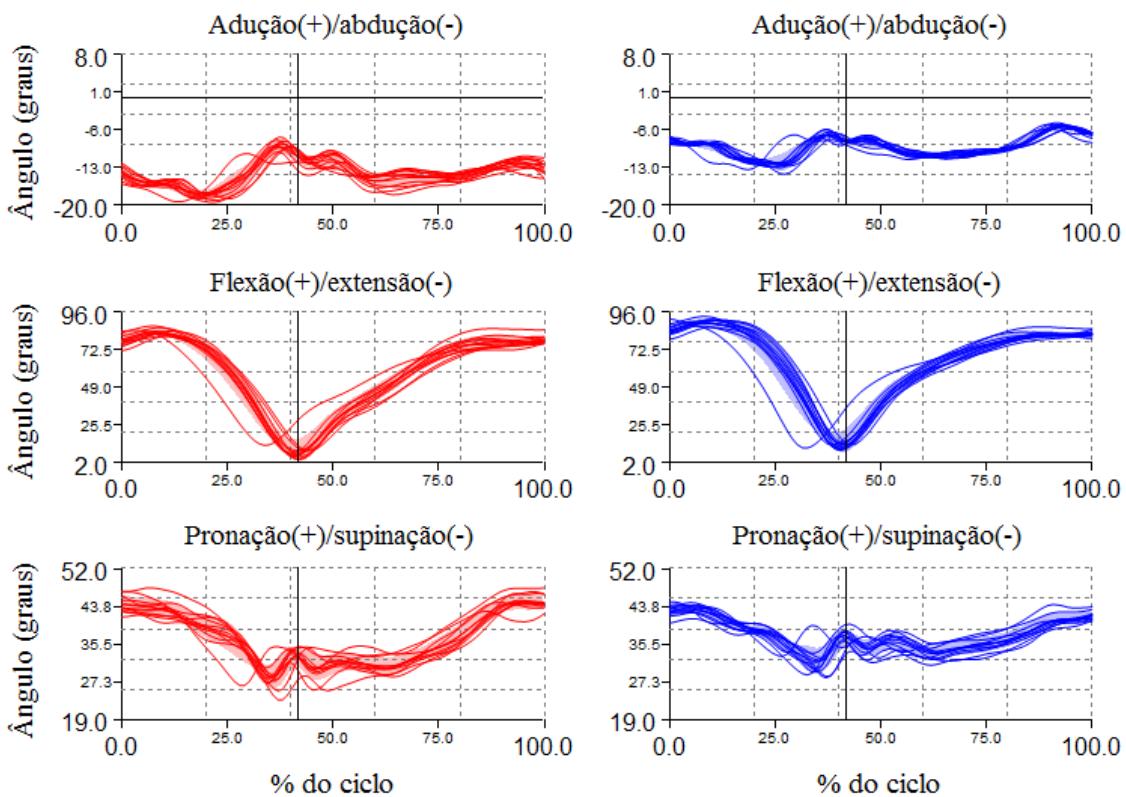


Figura 42.Ângulos articulares do punho, velocidade normal.

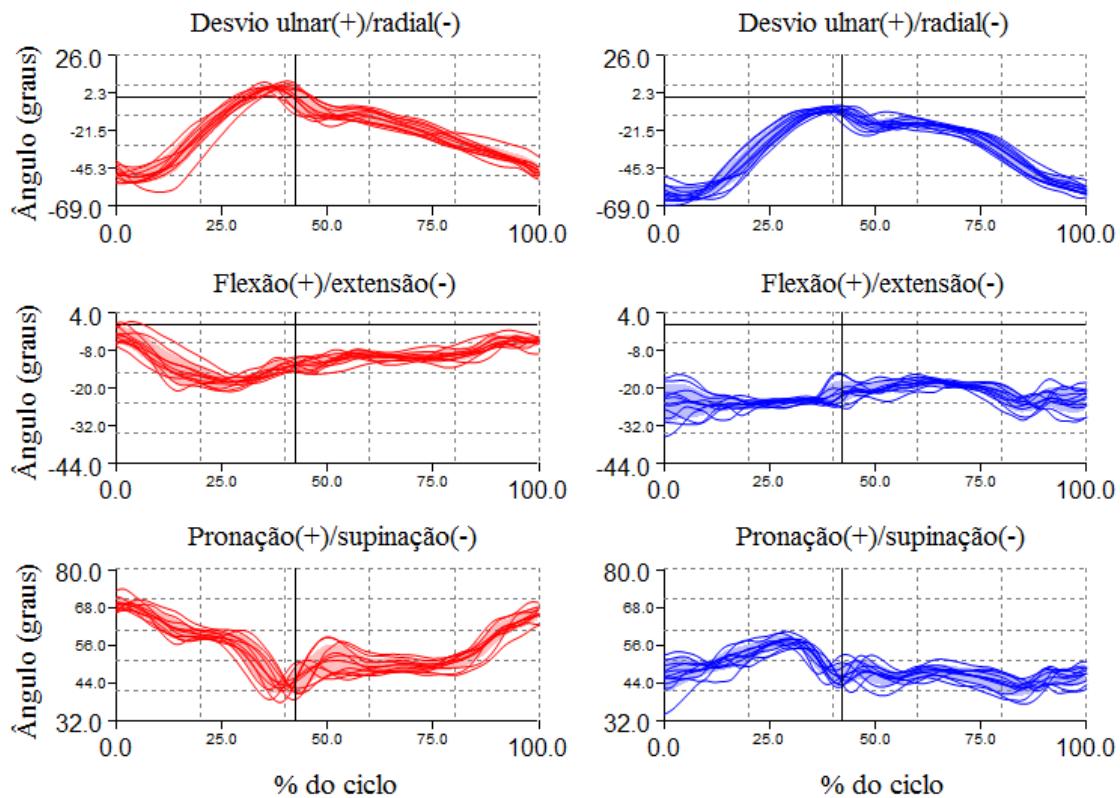


Figura 43. Ângulos articulares do punho, velocidade rápida.

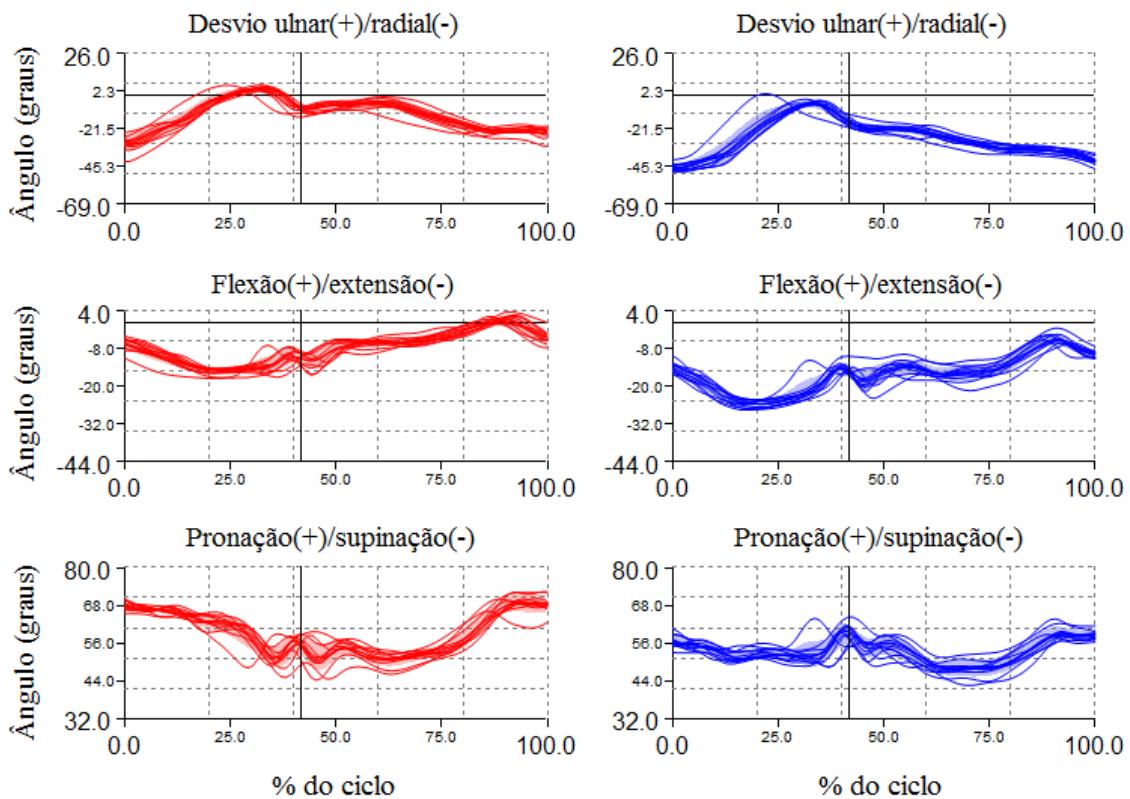


Figura 44. Momentos articulares do ombro, velocidade normal.

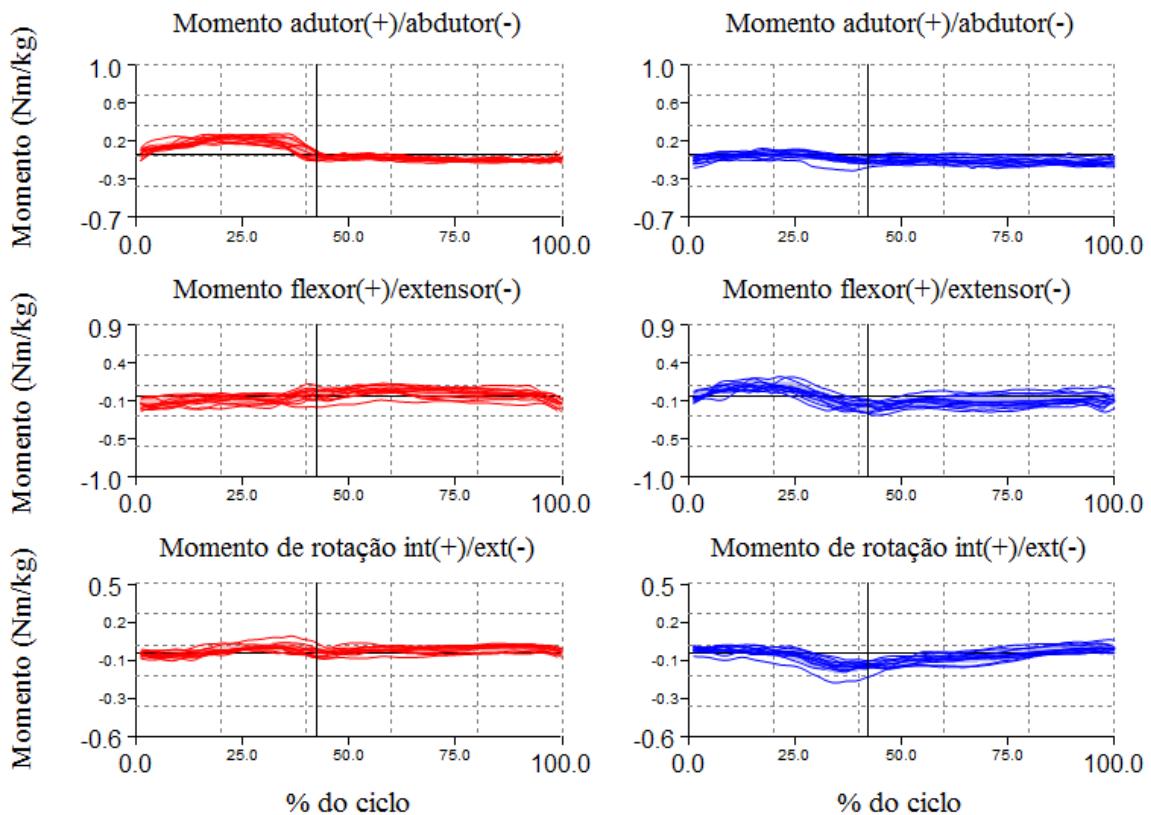


Figura 45. Momentos articulares do ombro, velocidade rápida.

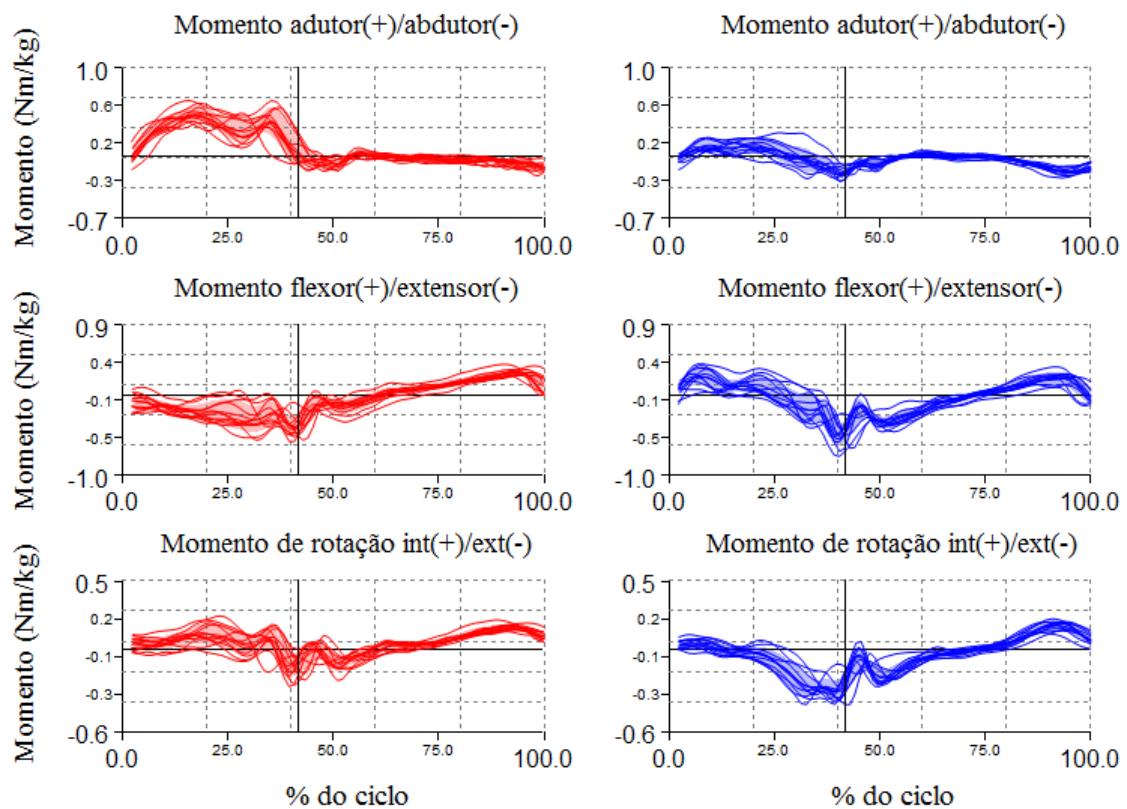


Figura 46. Momentos articulares do cotovelo, velocidade normal.

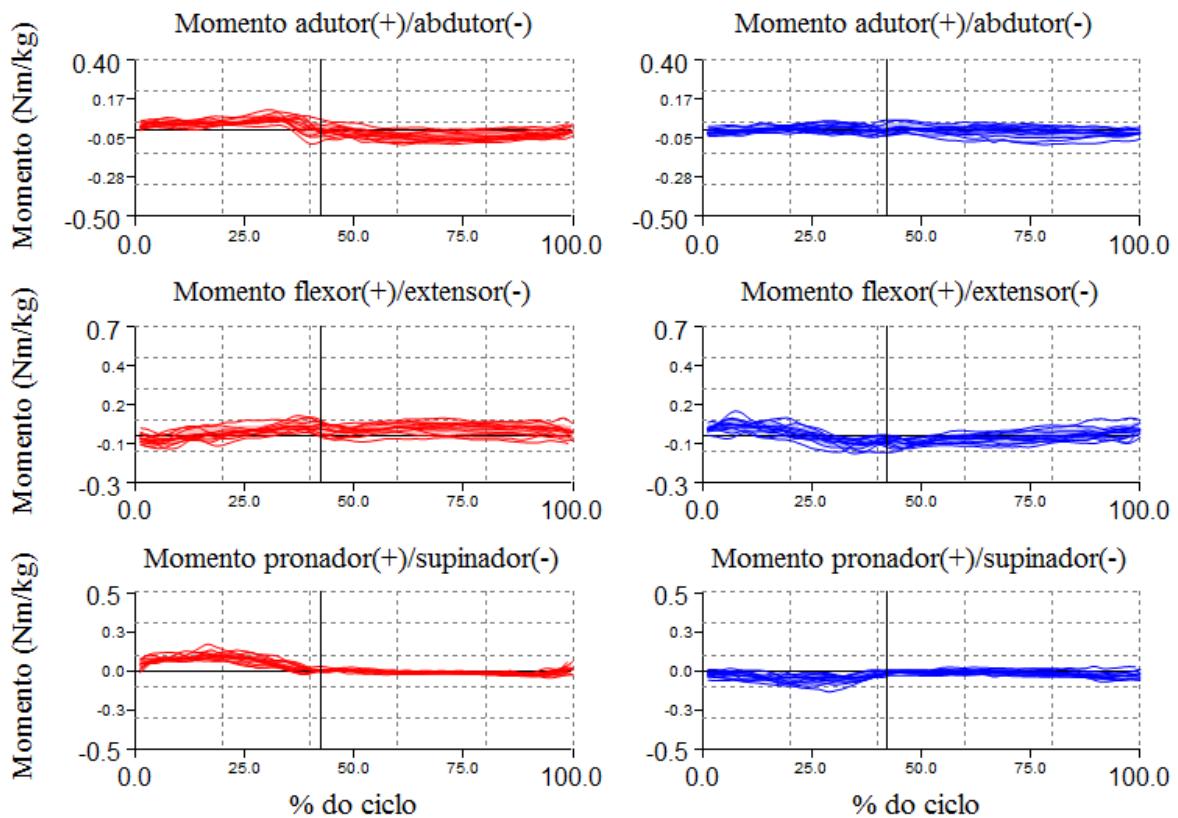


Figura 47. Momentos articulares do cotovelo, velocidade rápida.

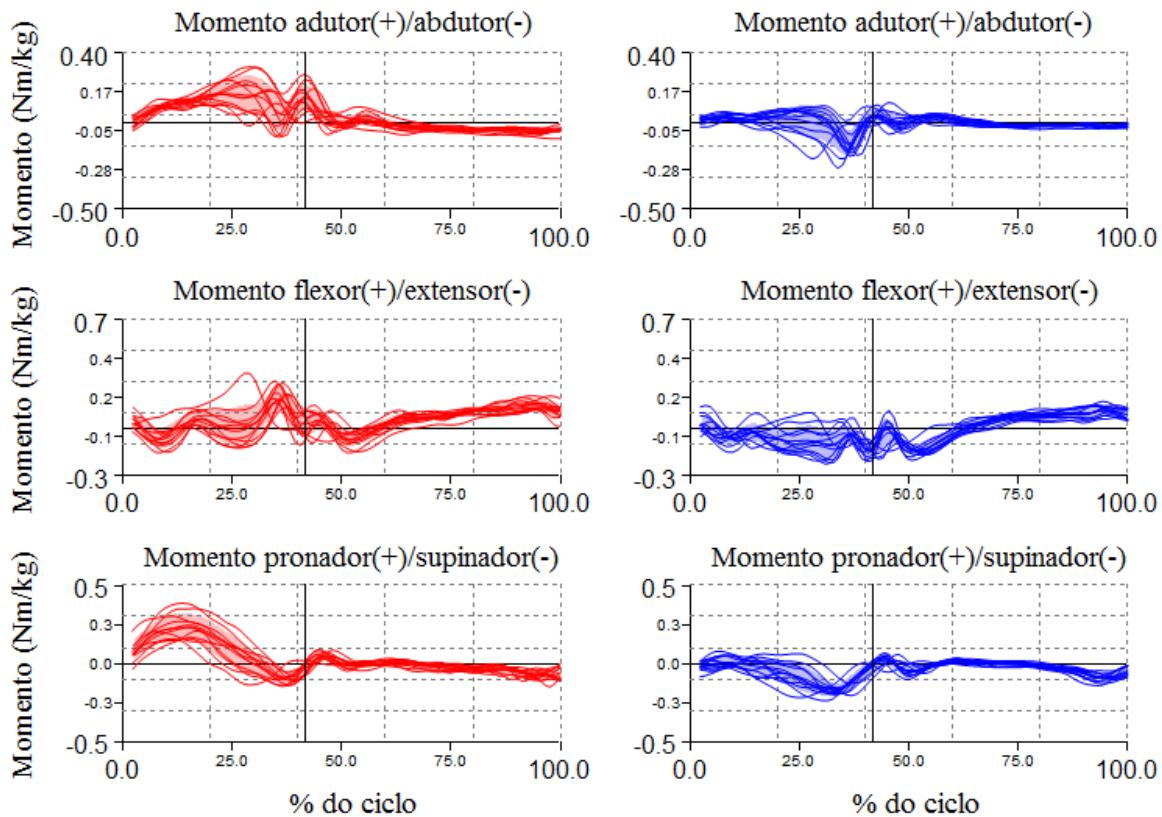


Figura 48. Momentos articulares do punho, velocidade normal.

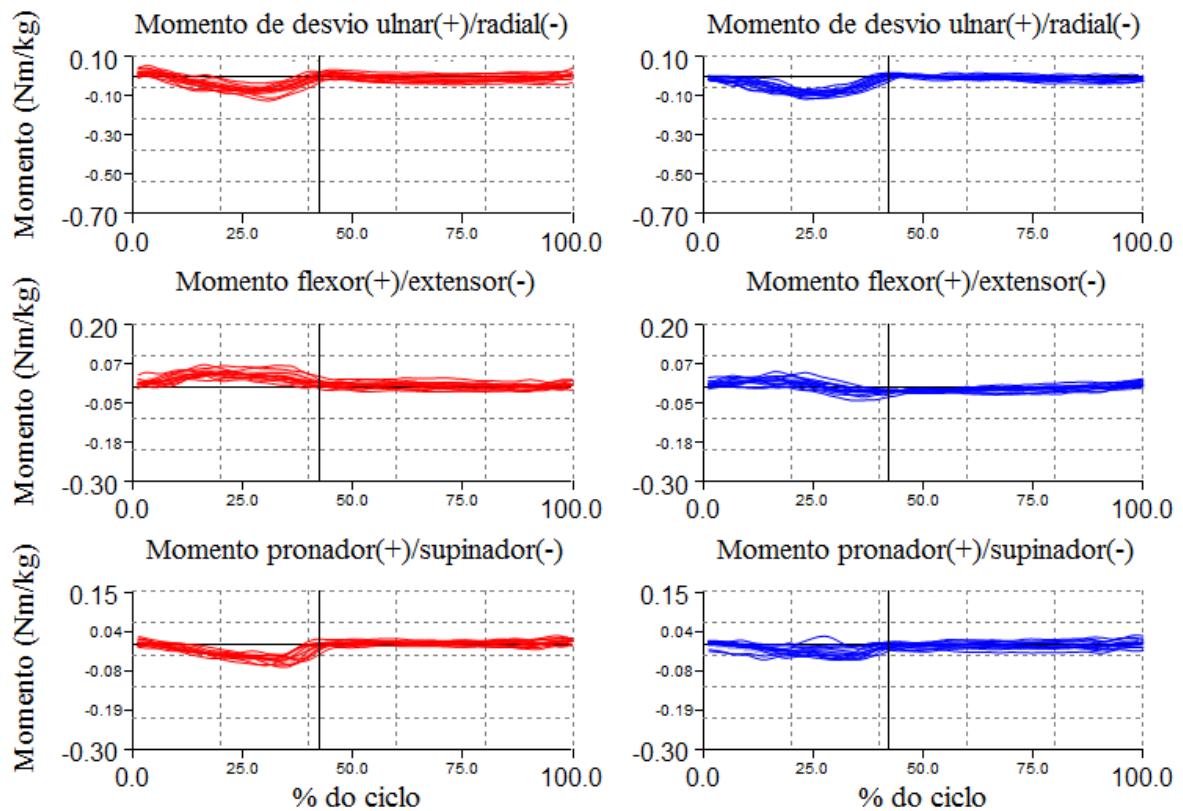


Figura 49. Momentos articulares do punho, velocidade rápida.

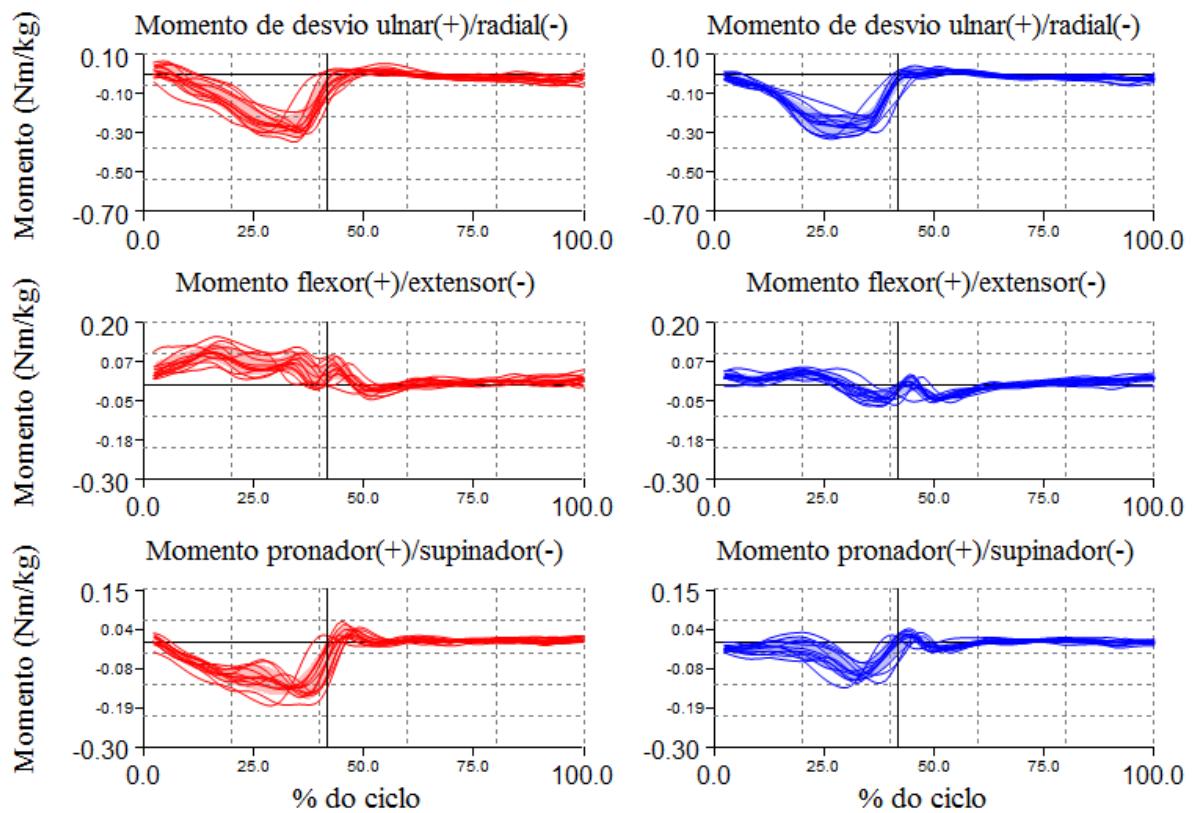


Figura 50. Forças de reação das rodas, velocidade normal.

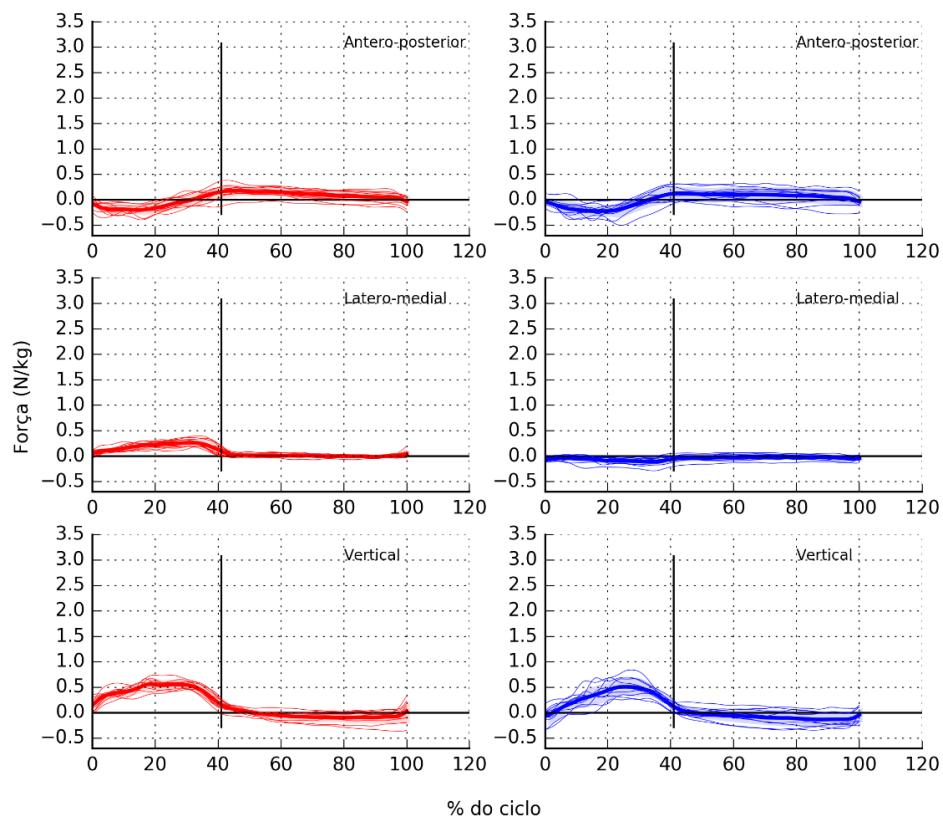


Figura 51. Forças de reação das rodas, velocidade rápida.

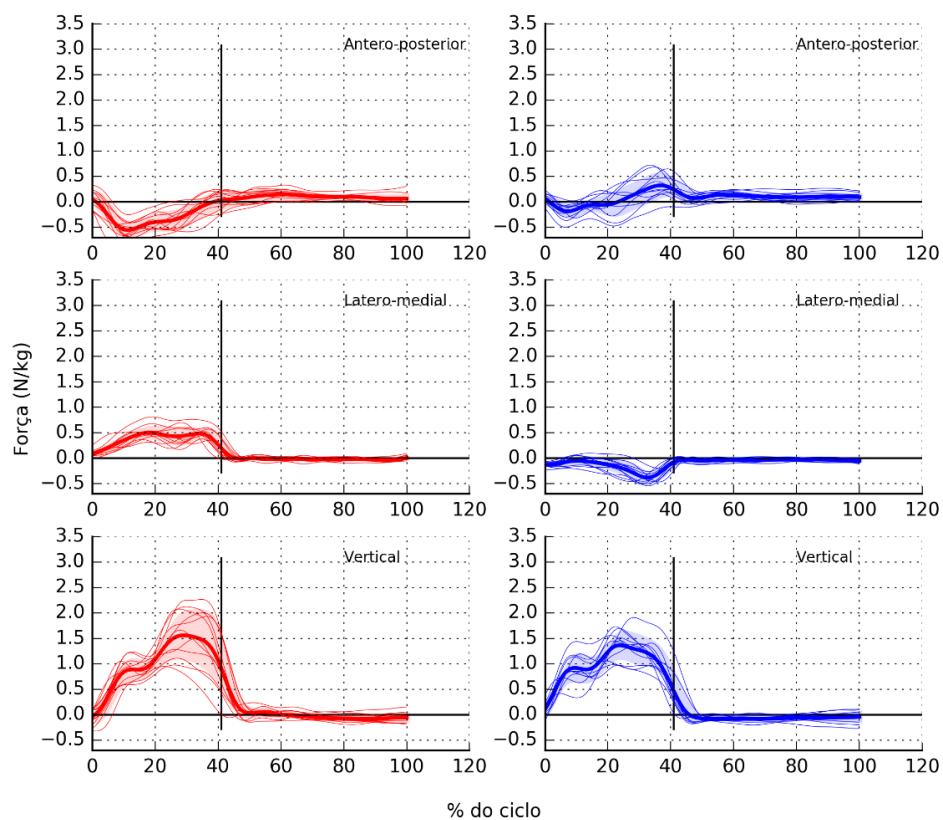


Figura 52. Momentos de reação das rodas, velocidade normal.

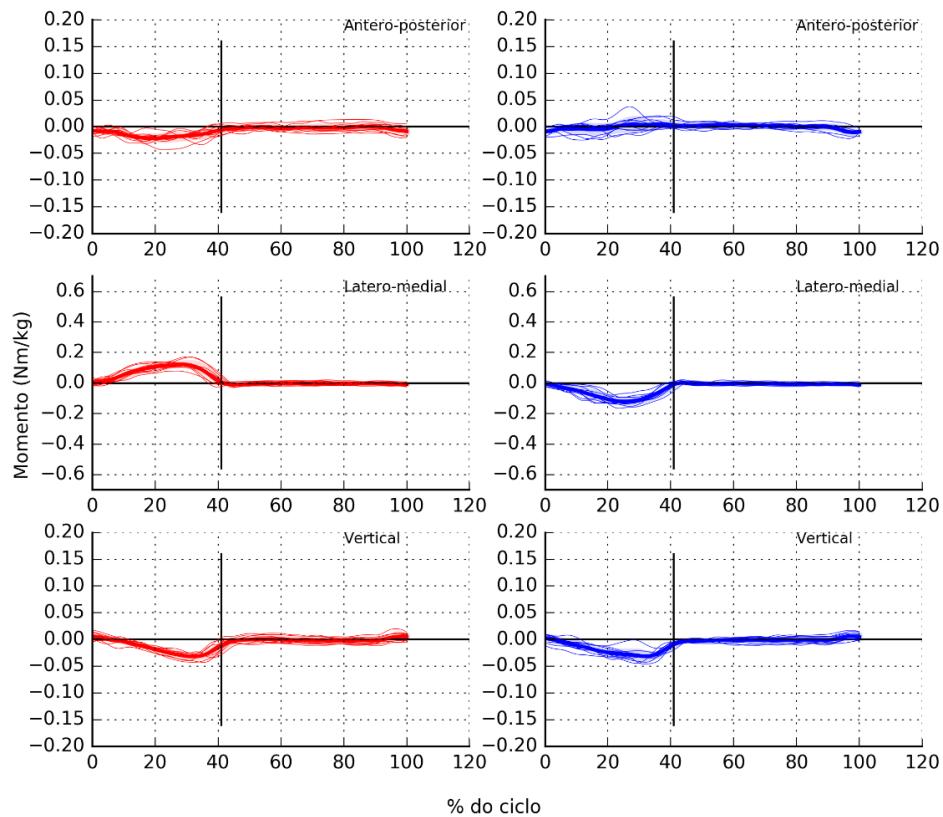
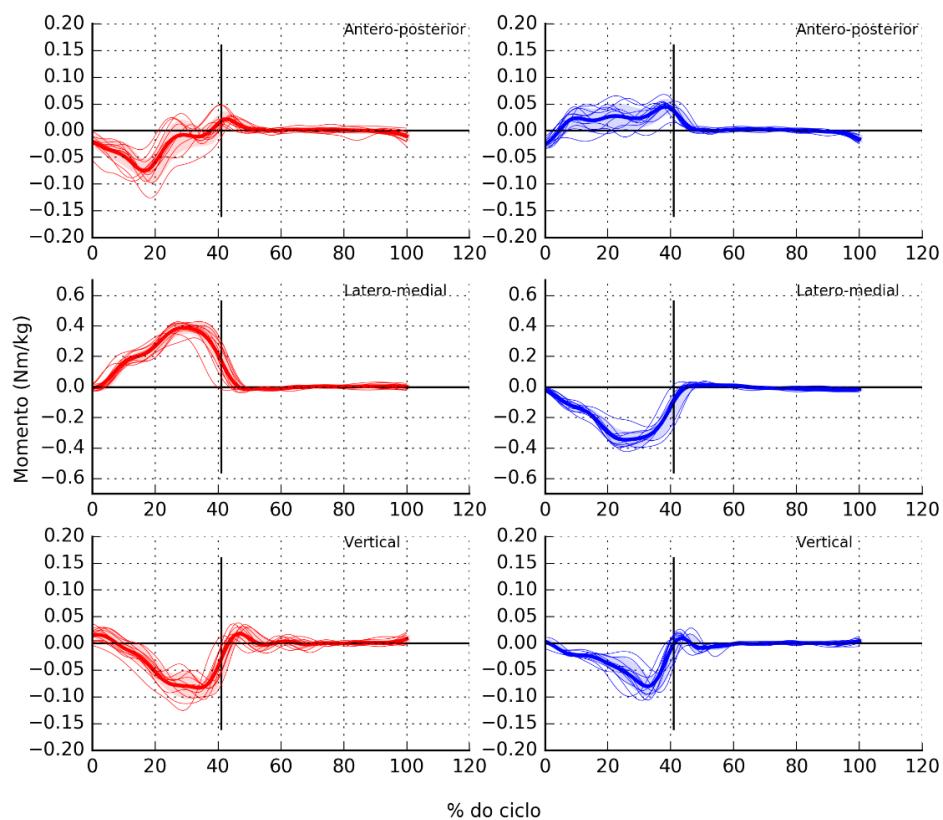


Figura 53. Momentos de reação das rodas, velocidade rápida.



### 5.4.3 Sujeito 3

A velocidade média confortável foi de 1,47 m/s, e a rápida foi de 1,97 m/s. O tempo da fase de propulsão para a velocidade confortável foi de 0,34 s, enquanto a velocidade rápida que foi de 0,24 s. O tempo total médio do ciclo para a velocidade normal foi de 0,77 s, e para a velocidade rápida de 0,60 s. Os dados são expostos detalhadamente na Tabela 12.

Tabela 12. Dados espaço-temporais do ciclo de propulsão de cadeira de rodas

Massa: 63,46 kg			Altura: 1,76 m			Anos de lesão: 15			Anos uso CRM: 15		
Velocidade normal						Velocidade rápida					
Dist. (m)	Fase propulsão (s)	Fase recuperaçã o (s)	Velocidade (m/s)	Dist. (m)	Fase propulsão (s)	Fase recuperaçã o (s)	Velocidade (m/s)				
% do ciclo						% do ciclo					
0	1,13	0,34	45	0,41	1,49	1,13	0,25	42	0,35	1,86	
1	1,05	0,4	49	0,41	1,3	1,17	0,23	40	0,35	1,99	
2	1,11	0,34	45	0,42	1,46	1,17	0,23	40	0,35	2,00	
3	1,09	0,29	39	0,45	1,47	1,21	0,26	41	0,37	1,92	
4	1,17	0,32	41	0,46	1,50	1,14	0,21	39	0,33	2,08	
5	1,13	0,36	48	0,39	1,50	1,17	0,25	42	0,35	1,93	
6	1,12	0,34	44	0,43	1,46	1,19	0,23	39	0,36	2,01	
7	1,18	0,33	43	0,43	1,54	1,16	0,25	42	0,35	1,93	
8	1,14	0,31	41	0,44	1,53	1,18	0,25	42	0,35	1,96	
9	S/R	S/R	S/R	S/R	S/R	1,26	0,23	37	0,40	2,01	
$\bar{x}$	1,12	0,34	44	0,43	1,47	1,18	0,24	40	0,36	1,97	
$\sigma$	0,04	0,03	3	0,02	0,07	0,04	0,02	2	0,02	0,06	

Dist.= distância; Freq.= frequência; CRM=cadeira de rodas manual; S/R= sem registro

O sujeito, em média, para a velocidade normal, mostrou uma flexão máxima do cotovelo de 64 e 68 graus, no lado esquerdo e direito, respectivamente, aos 22% do ciclo, o segmento braço-antebraço esteve na posição de maior extensão aos 47%, com valores de 27 graus para o esquerdo e 23 graus para o direito. A articulação do ombro, a maior parte do tempo esteve em extensão, nos dois lados, e apresentou valores máximos de extensão de 33 graus no lado esquerdo, e 39 graus no lado direito, apresentados no 98% do ciclo. A maior flexão da articulação foi aos 47% do ciclo, com 26 graus para o ombro esquerdo, e 27 graus para o direito. A articulação do punho esteve em extensão todo o ciclo, com valores máximos e mínimos de extensão de 27 e 19 graus para o lado esquerdo, e 26 e 8 para o direito. A Tabela 13

mostra os valores mínimos e máximos dos ângulos articulares no plano sagital para as duas velocidades. Pode-se observar que a articulação do ombro, ambos lados, mostrou ângulos de extensão e flexão maiores na condição de velocidade rápida, assim como a articulação do cotovelo. Os únicos valores que foram diferentes, com um intervalo de confiança de 95%, foram os ângulos articulares mínimos para as três articulações.

A Tabela 13 mostra os mínimos e máximos dos momentos articulares, também no plano sagital. Observa-se que, neste caso, os valores da velocidade normal e rápida não mostram tanta diferença como nos dois casos anteriores.

Tabela 13. Mínimos e máximos dos ângulos articulares nas duas velocidades

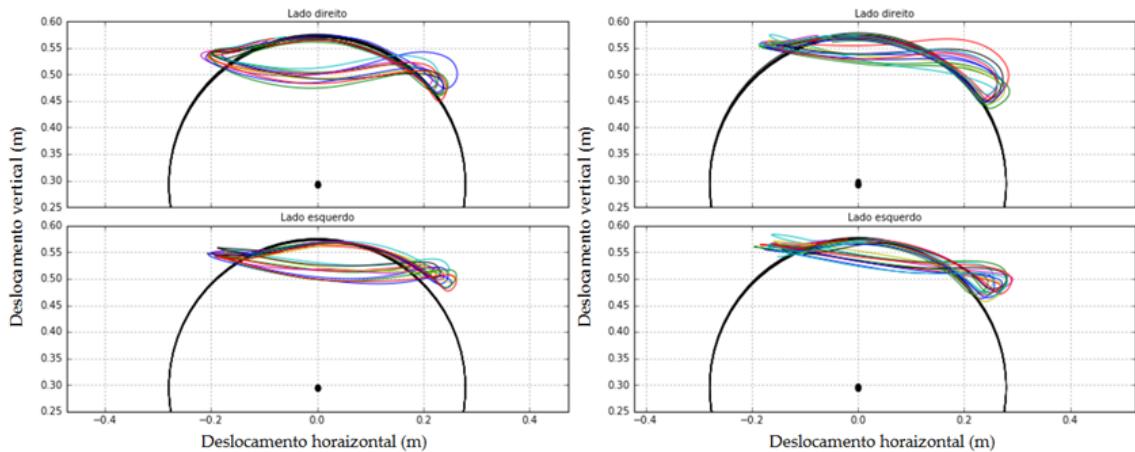
		Média ângulos articulares, sagital (graus)			
		Vel. Normal		Vel. Rápida	
		Mín. ( $\sigma$ )	Máx. ( $\sigma$ )	Mín. ( $\sigma$ )	Máx. ( $\sigma$ )
<b>Ombro</b>	<b>Direito</b>	-39,38 (1,09)	27,62 (1,88)	-44,83 (2,83)	-43,72 (2,51)
	<b>Esquerdo</b>	-33,25 (1,66)	26,63 (1,06)	-38,31 (2,57)	31,41 (2,57)
<b>Cotovelo</b>	<b>Direito</b>	23,53 (4)	68,59 (1,61)	14,96 (3,6)	69,64 (2,09)
	<b>Esquerdo</b>	27,39 (3,74)	64,82 (2,04)	20,3 (2,99)	67,85 (2,1)
<b>Punho</b>	<b>Direito</b>	-26,58 (1,93)	-8,66 (1,47)	-26,8 (0,97)	-5,4 (1,66)
	<b>Esquerdo</b>	-27,52 (2,1)	-19,53 (2,26)	-27,44 (1,52)	-18,4 (3,63)

Tabela 14. Mínimos e máximos dos momentos, normalizados pelo peso, nas duas velocidades

		Média momentos articulares, sagital (Nm/kg)			
		Vel. Normal		Vel. Rápida	
		Mín. ( $\sigma$ )	Máx. ( $\sigma$ )	Mín. ( $\sigma$ )	Máx. ( $\sigma$ )
<b>Ombro</b>	<b>Direito</b>	-0,159 (0,063)	0,238 (0,068)	-0,376 (0,089)	0,288 (0,102)
	<b>Esquerdo</b>	-0,046 (0,032)	0,07 (0,054)	-0,171 (0,091)	0,16 (0,058)
<b>Cotovelo</b>	<b>Direito</b>	-0,052 (0,027)	0,099 (0,05)	-0,097 (0,056)	0,085 (0,041)
	<b>Esquerdo</b>	-0,009 (0,014)	0,064 (0,02)	-0,054 (0,033)	0,106 (0,06)
<b>Punho</b>	<b>Direito</b>	-0,012 (0,006)	0,038 (0,01)	-0,02 (0,006)	0,057 (0,016)
	<b>Esquerdo</b>	-0,005 (0,006)	0,04 (0,007)	-0,009 (0,009)	0,052 (0,023)

Na Figura 54 pode-se observar que o sujeito adota um padrão tipo DLOP, para as duas condições. Entre os sujeitos avaliados, esse foi o único que manteve o padrão de propulsão em ambas velocidades.

Figura 54. Padrão de propulsão velocidade normal (gráfico esquerdo) e velocidade rápida (gráfico direito) do sujeito 3.



Como realizado na descrição dos sujeitos anteriores, nas próximas páginas se ilustram os ângulos e momentos durante um ciclo de propulsão de todas as tentativas, desde a Figura 55 até a Figura 66. E desde a Figura 67 até a Figura 70, são mostradas as forças e momentos de reação das rodas correspondentes ao mesmo ciclo para cada tentativa.

Figura 55. Ângulos articulares do ombro, velocidade normal.

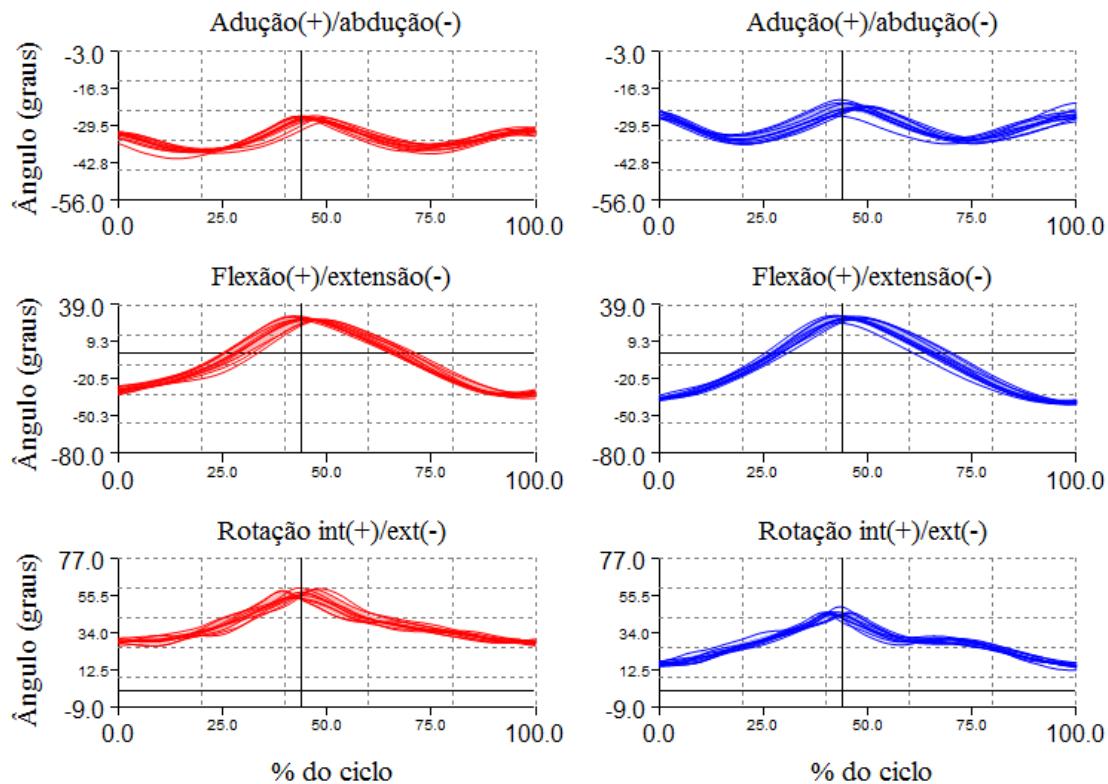


Figura 56.Ângulos articulares do ombro, velocidade rápida.

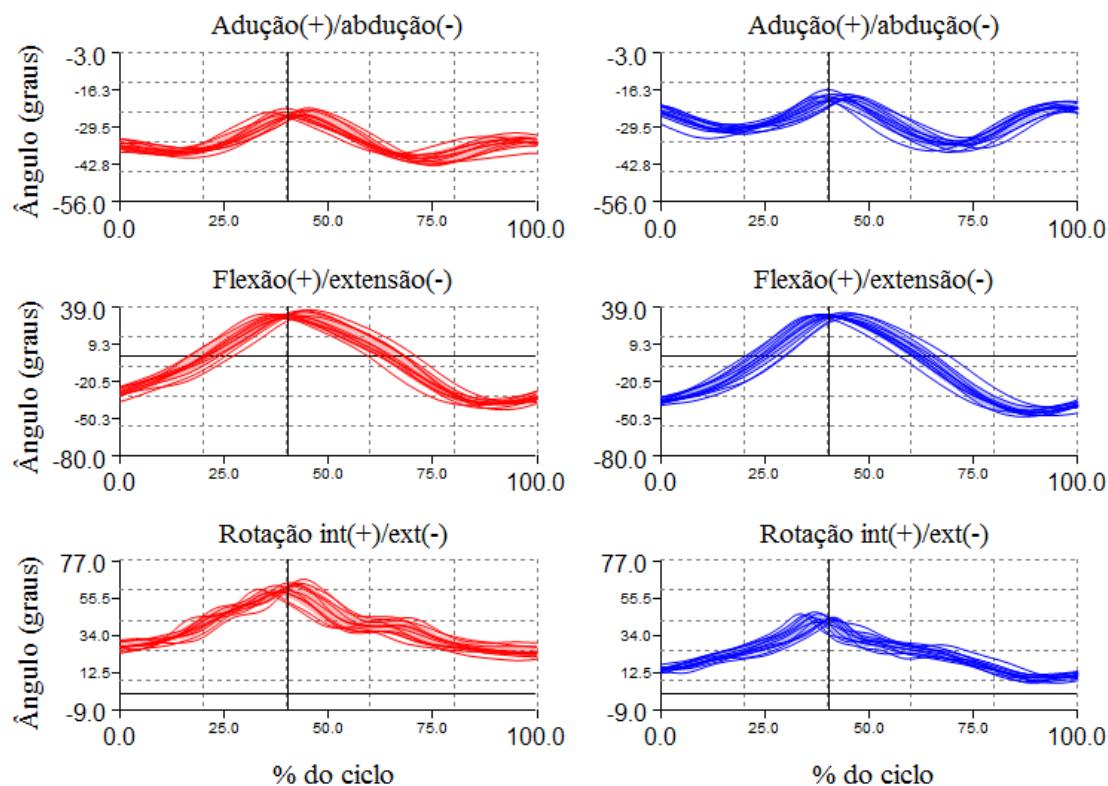


Figura 57.Ângulos articulares do cotovelo, velocidade normal.

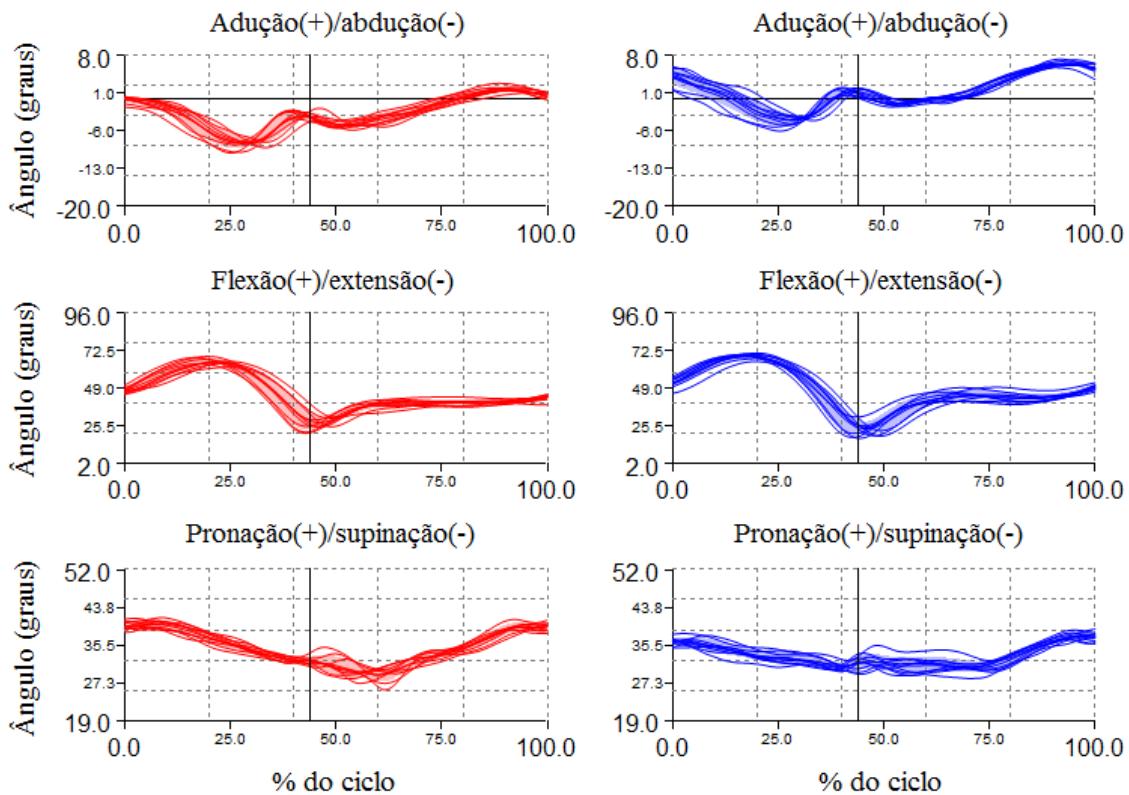


Figura 58. Ângulos articulares do cotovelo, velocidade rápida.

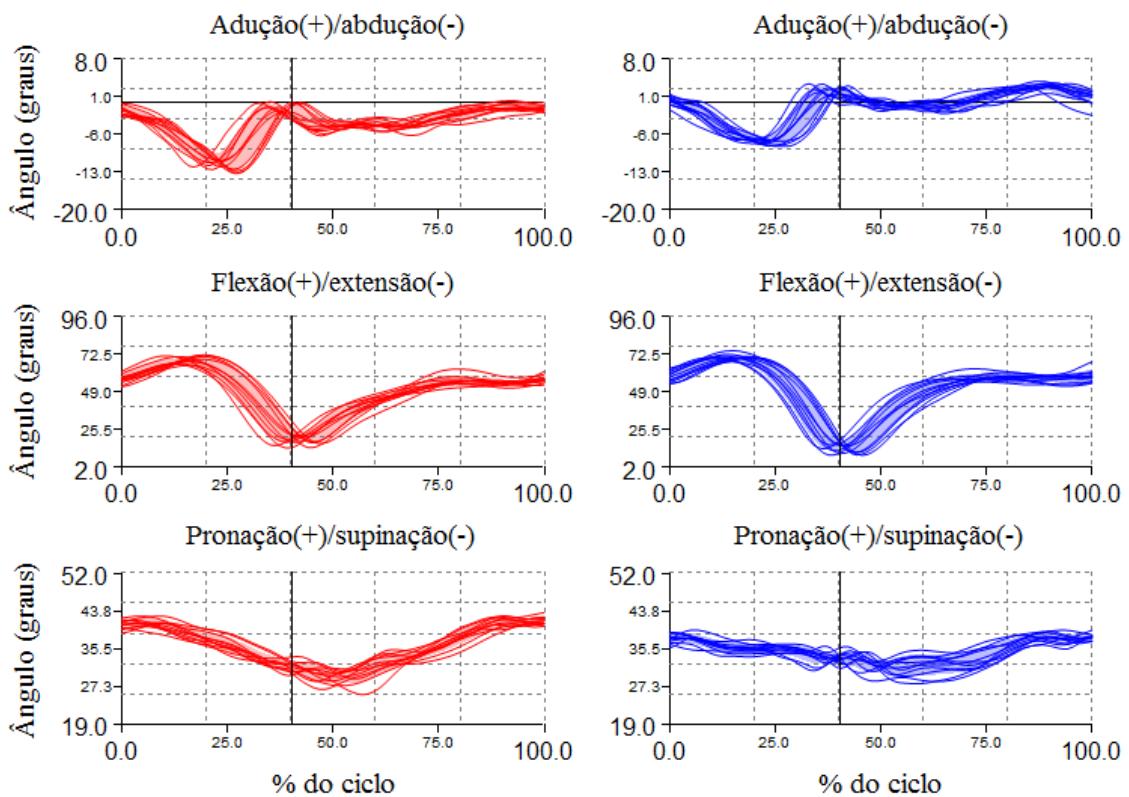


Figura 59. Ângulos articulares do punho, velocidade normal.

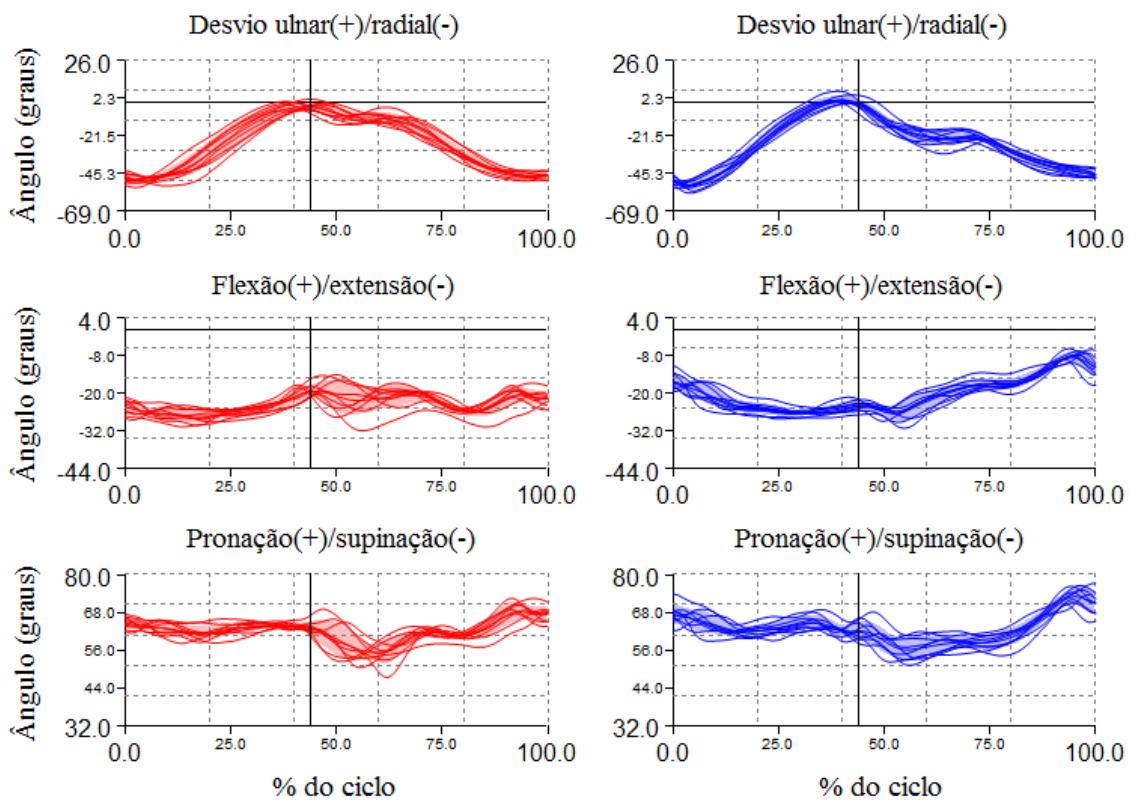


Figura 60.Ângulos articulares do punho, velocidade rápida.

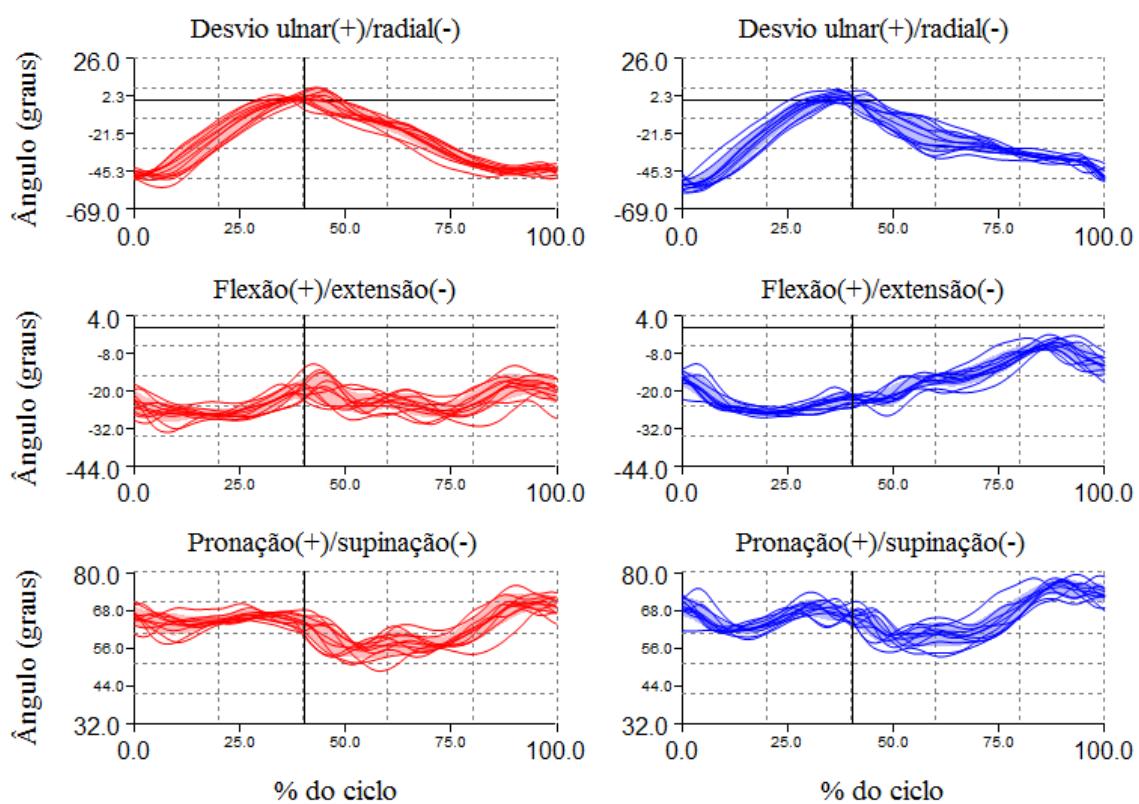


Figura 61. Momentos articulares do ombro, velocidade normal.

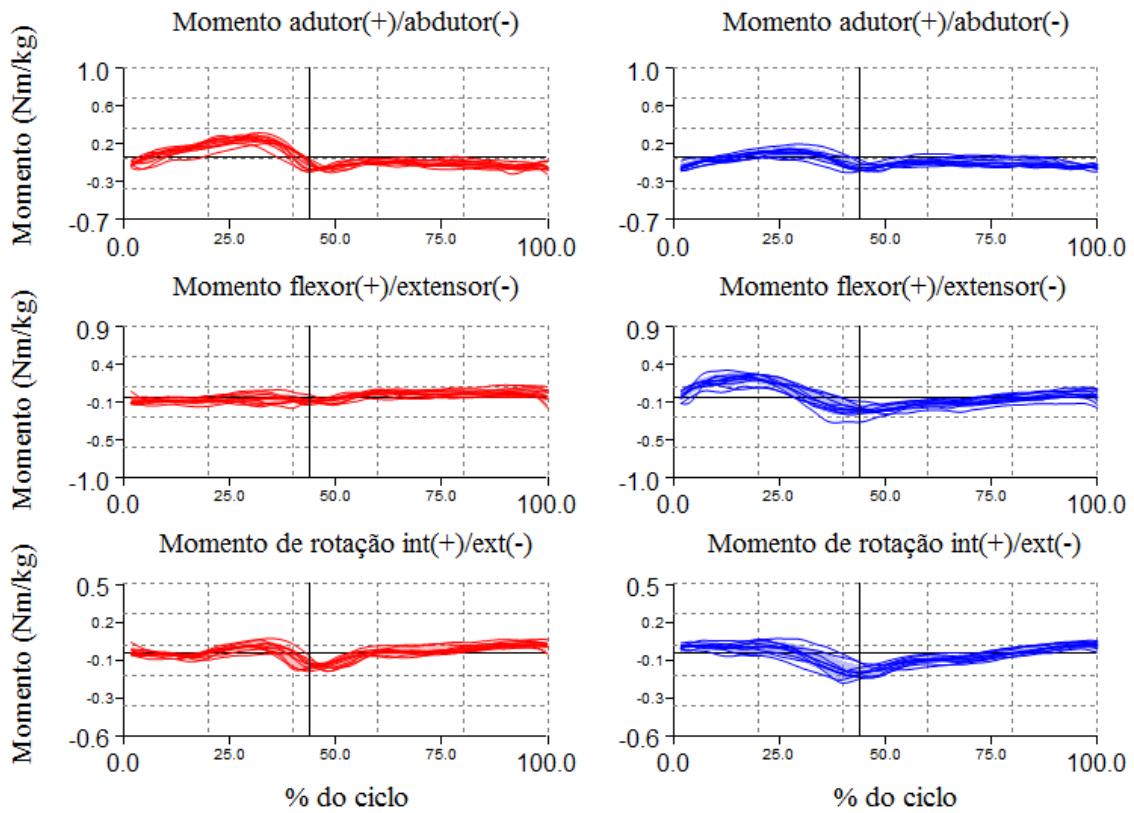


Figura 62. Momentos articulares do ombro, velocidade rápida.

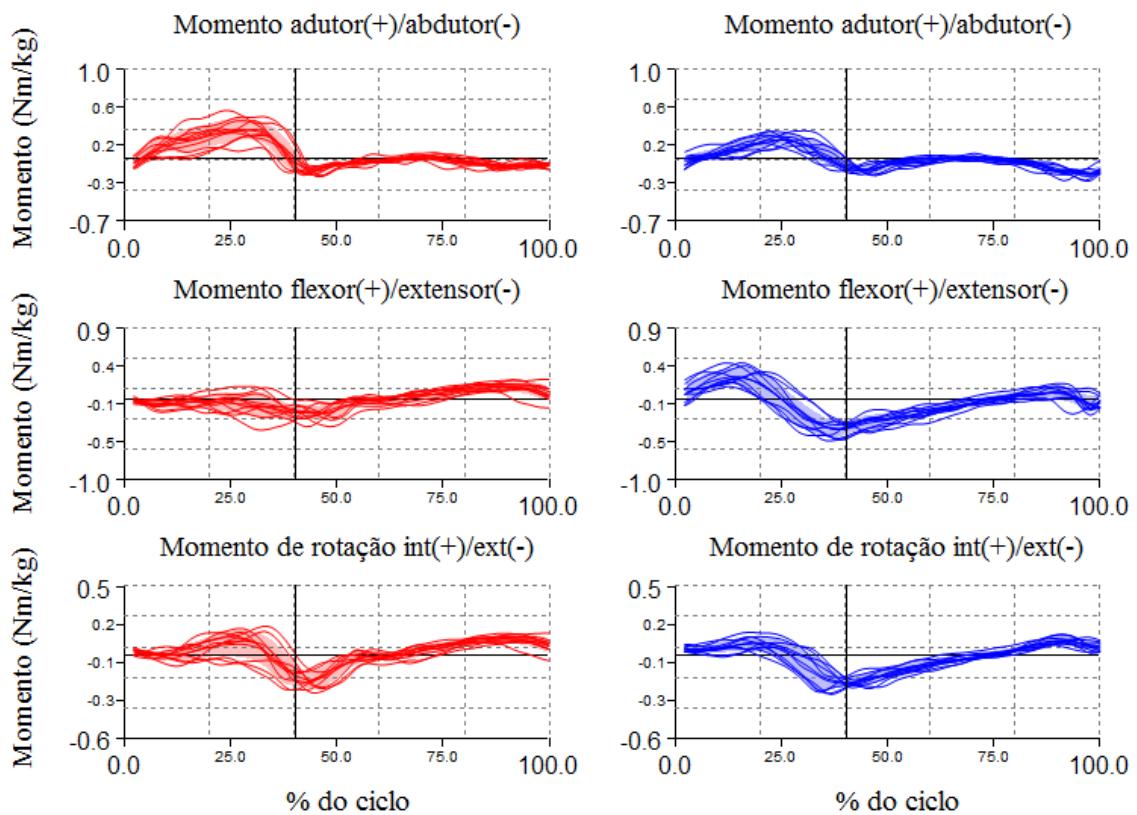


Figura 63. Momentos articulares do cotovelo, velocidade normal.

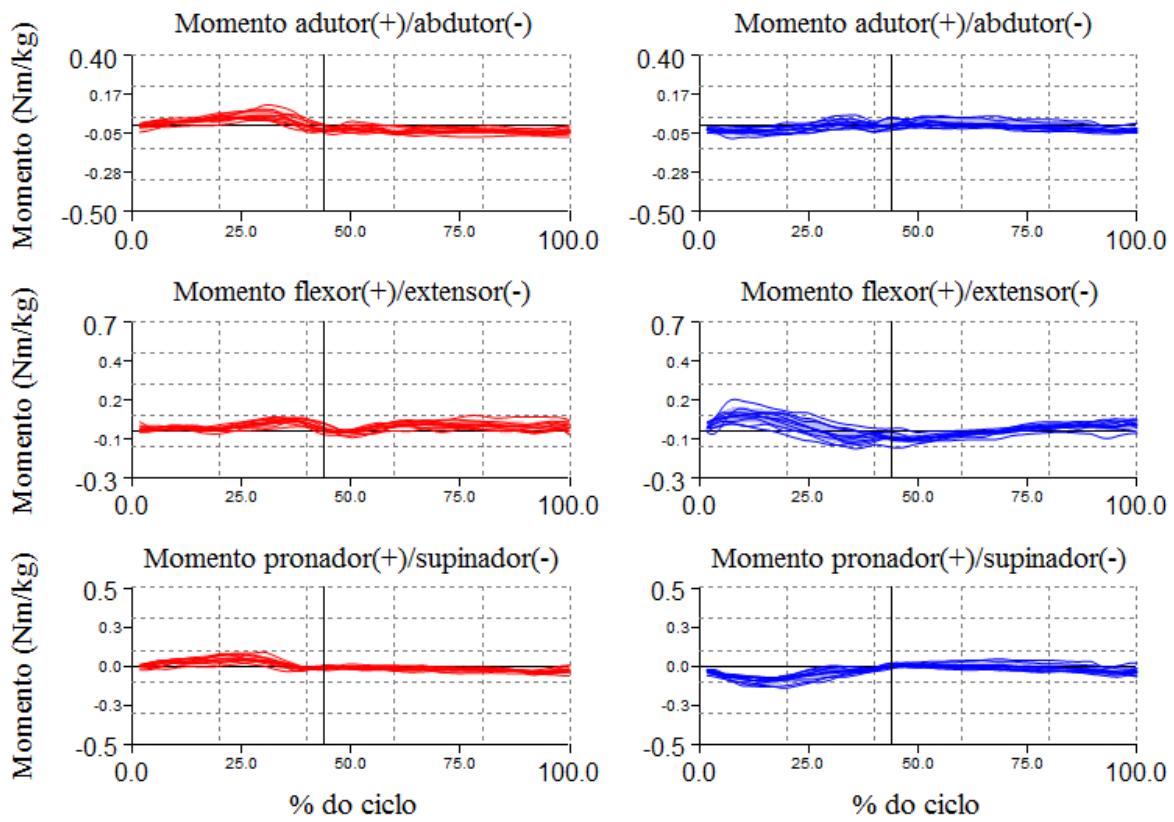


Figura 64. Momentos articulares do cotovelo, velocidade rápida.

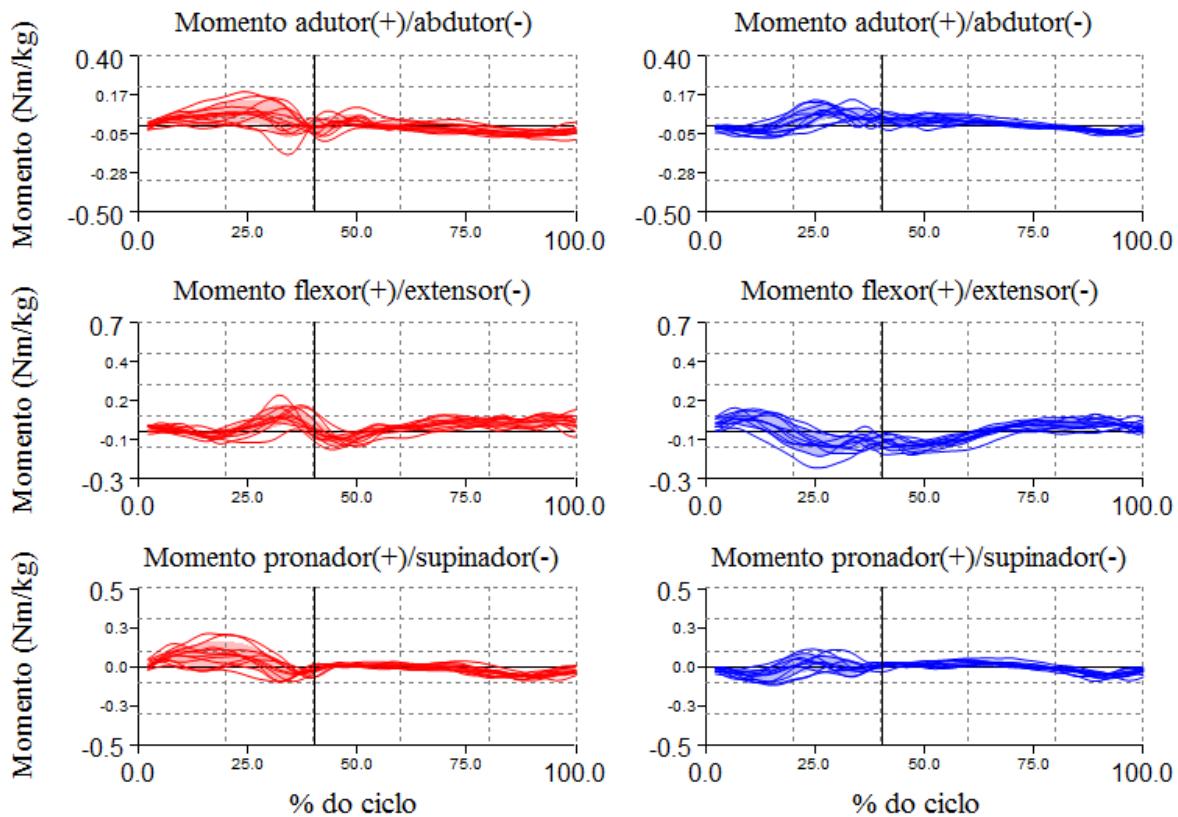


Figura 65. Momentos articulares do punho, velocidade normal.

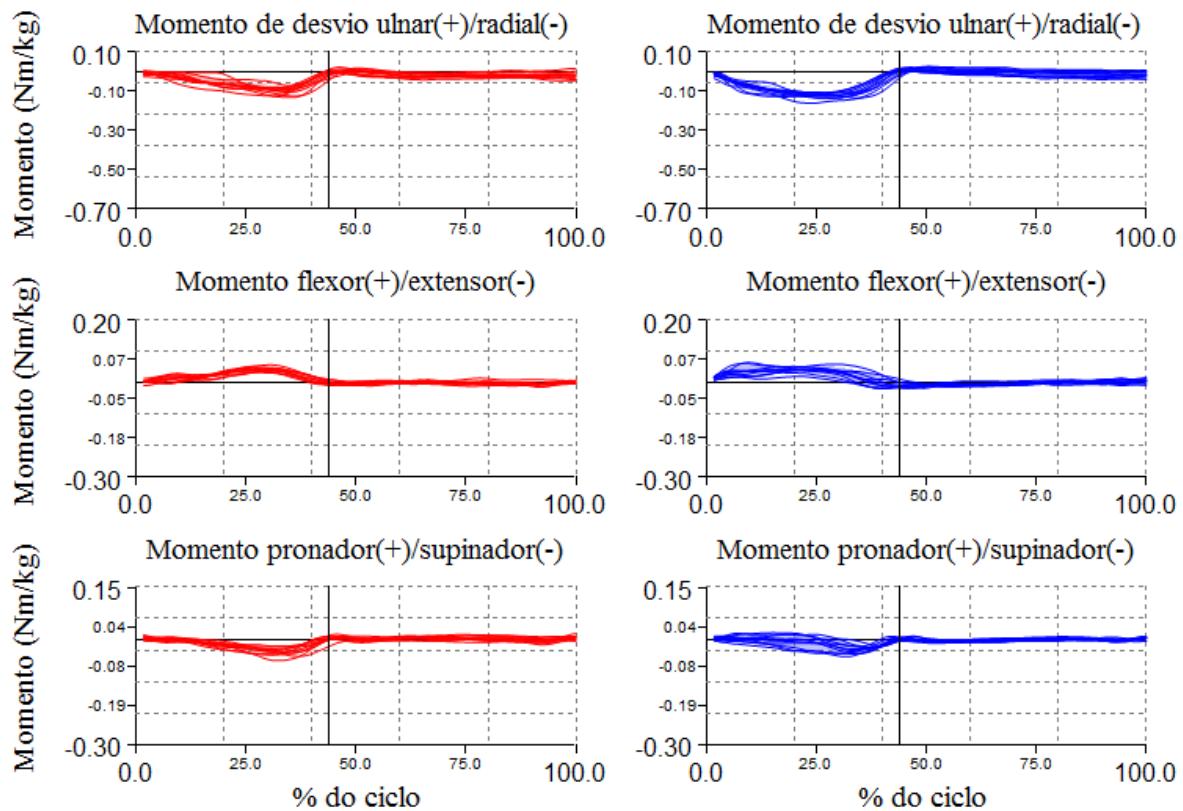


Figura 66. Momentos articulares do punho, velocidade rápida.

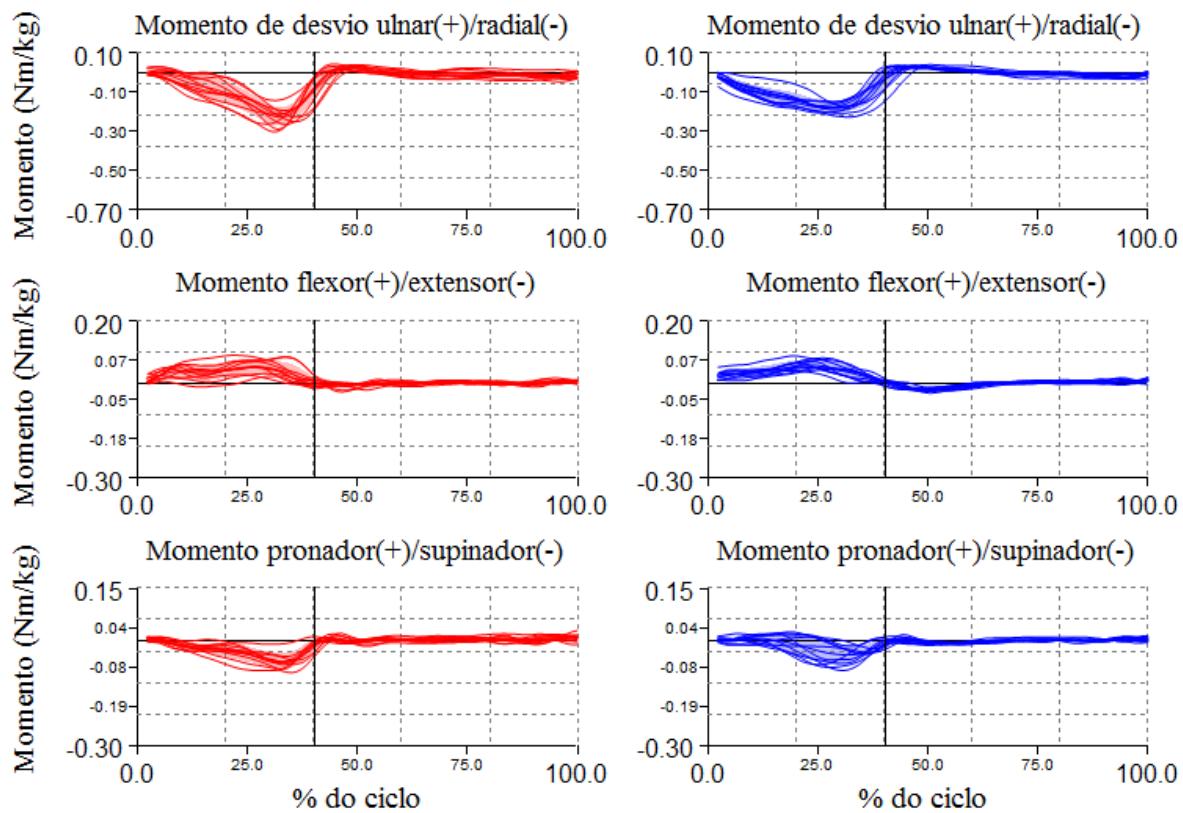


Figura 67. Forças de reação das rodas, velocidade normal.

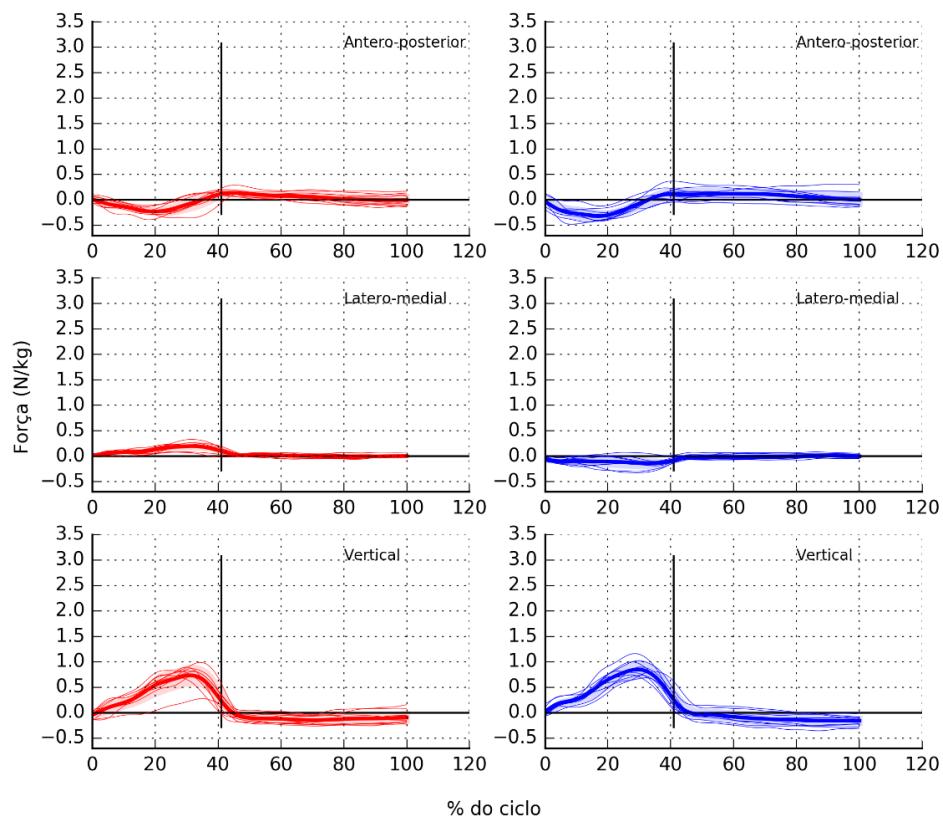


Figura 68. Forças de reação das rodas, velocidade rápida.

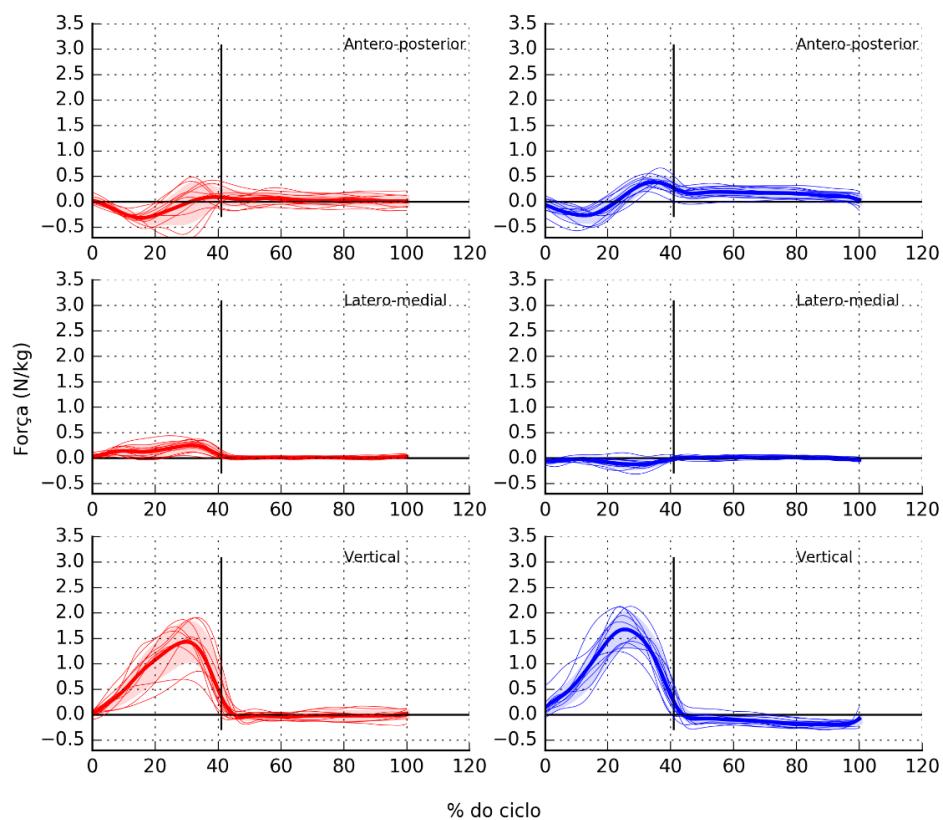


Figura 69. Momentos de reação das rodas, velocidade normal.

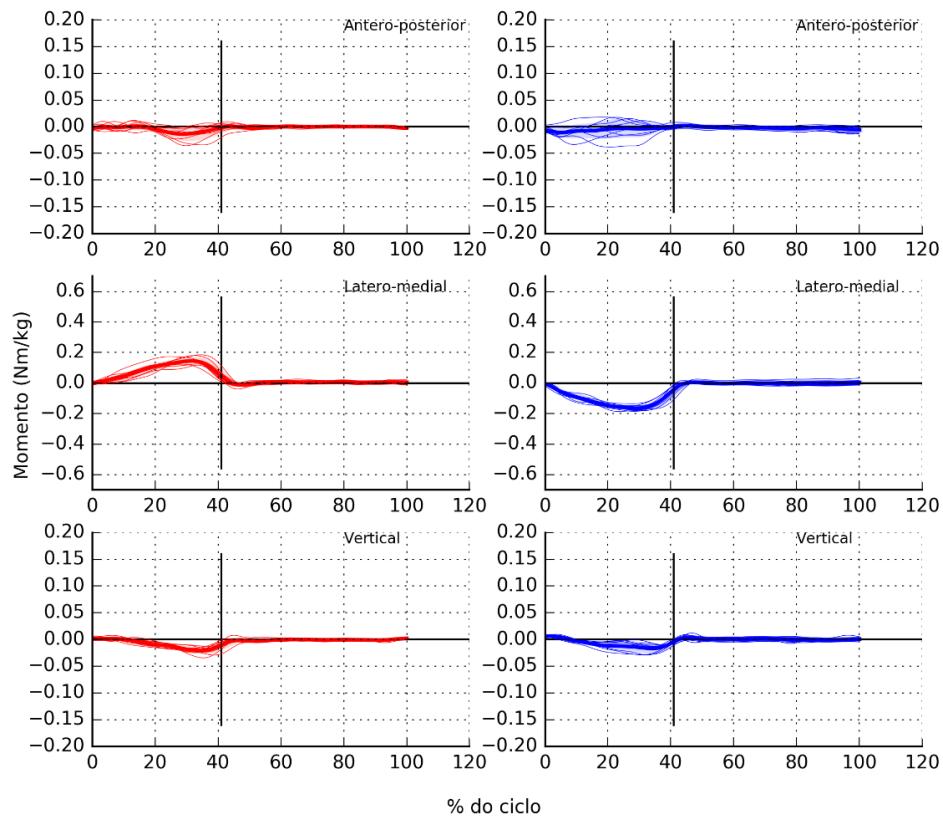
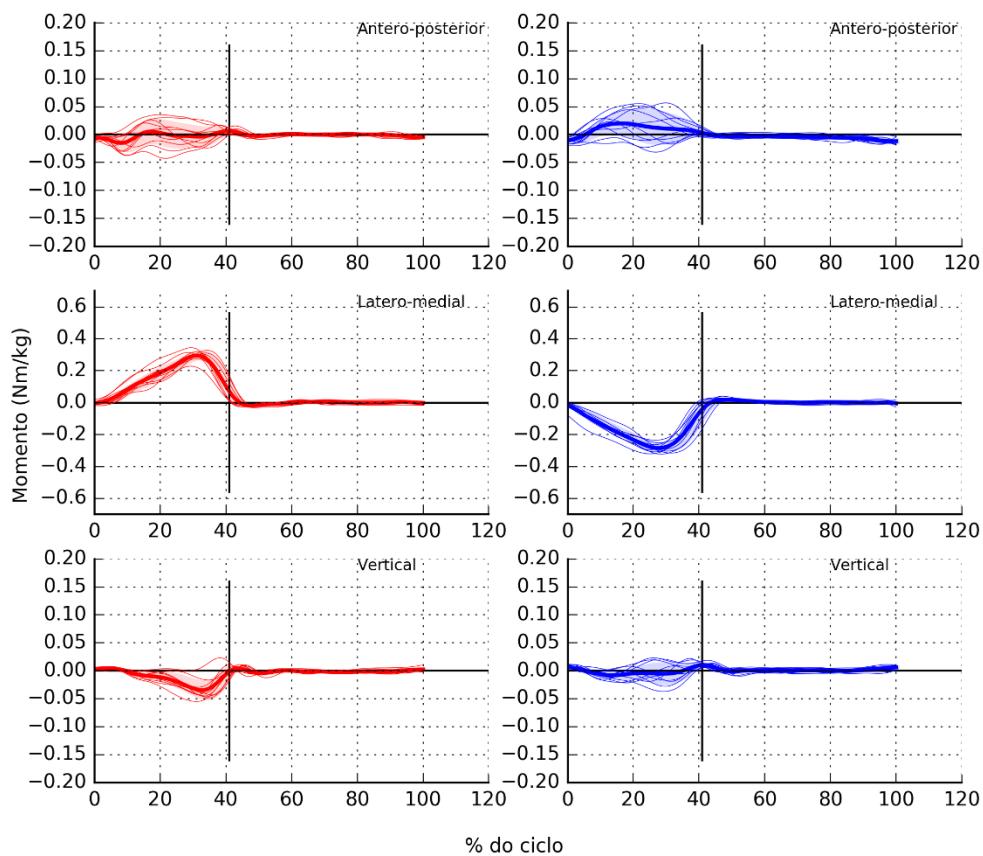


Figura 70. Momentos de reação das rodas, velocidade rápida.



## **5.5 Discussão sobre o efeito da velocidade na demanda mecânica nos voluntários avaliados**

Com relação ao padrão de propulsão adotado pelos sujeitos durante a duas condições de velocidades, os dois primeiros adotaram diferentes padrões. O primeiro mostrou um padrão SLOP na velocidade normal e DLOP na velocidade rápida. O segundo sujeito mostrou um padrão semicircular na primeira condição e DLOP na segunda. Resultados similares foram obtidos por Boninger e colaboradores [5].

Visualmente, em todos os gráficos de forças e momentos de reação na interface mão-aro, observou-se que para atingir uma velocidade maior, todos os voluntários aplicaram forças e momentos com maior magnitude, assim como reportado previamente [45].

Pode-se observar assimetria na biomecânica de propulsão dos sujeitos. O sujeito 1 mostrou diferenças visíveis nas articulações do cotovelo e punho nos ângulos de adução/abdução e flexão/extensão, respectivamente; também nos gráficos de momento dessas mesmas articulações, momento flexor/extensor, pronador/supinador do cotovelo, e momento de desvio ulnar/radial e flexor/extensor no punho. No caso do sujeito 2, pode-se observar diferenças qualitativas, principalmente, nos gráficos dos ângulos de adução/abdução do cotovelo, e de flexão/extensão e pronação/supinação do punho. Finalmente, o sujeito 3 presentou diferenças nos gráficos dos ângulos de rotação internar/externa do ombro, flexão/extensão do punho, e na de momento flexor/extensor do cotovelo. Hurd e colaboradores 2008, analisaram a simetria dos membros superiores durante a propulsão de cadeira de rodas sobre diferentes superfícies, eles afirmaram que o movimento de propulsão é assimétrico. Existe assimetria nas variáveis biomecânicas quando a pessoa propele a cadeira de rodas num ambiente controlado (laboratório), e esse fator de assimetria aumentou no ambiente exterior [20].

Para todos os sujeitos, o momento adutor da articulação do ombro, na fase de propulsão, era qualitativamente similar, e se vê um aumento do valor na condição de velocidade rápida [6, 17]. Os valores máximos e mínimos do momento flexor e extensor da mesma articulação também aumentam significativamente com o aumento da velocidade. No caso da articulação do cotovelo, só um dos voluntários (sujeito 1)

mostrou grandes variações nos valores dos momentos flexor e extensor em dependência direta da velocidade. Na articulação do punho, uma maior velocidade levou a momentos de desvio radial maiores [46].

## **Conclusões**

Foi implementado um protocolo para avaliação biomecânica de usuários de cadeira de rodas manual. Conseguimos obter uma primeira experiência para conhecer como era o funcionamento de um dos protocolos padrão. A aplicação do protocolo é relativamente simples e rápida. Deve-se ter cuidado no momento na aplicação dos resultados do relatório na intervenção com o cadeirante, tarefa que não pode ser realizada apenas a partir destes dados. São necessários o aprofundamento no entendimento das sugestões e o acompanhamento de um profissional da saúde, por exemplo, o fisioterapeuta do paciente.

Neste trabalho, também foi analisado o efeito da velocidade sobre a demanda mecânica de usuários de cadeira de rodas. Foi observado, como se esperava, que para maiores velocidades, os momentos articulares resultantes também aumentaram, principalmente no ombro.

Particularmente, essa é uma primeira incursão na biomecânica da propulsão em cadeirantes, há muito trabalho ainda por ser feito para compreender em profundidade o fenômeno e, finalmente, oferecer à sociedade resultados relevantes, e adicionalmente que possam ser postos em prática para melhorar a qualidade de vida dos usuários de cadeira de rodas manual.



## 6 Referências

- [1] Luiza Maria Borges Oliveira / Secretaria de Direitos Humanos da Presidência da República (SDH/PR) / Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência (SNPD) / Coordenação-Geral do Sistema de Informações sobre a Pessoa com Deficiência, "Cartilha do Censo 2010 – Pessoas com Deficiência," 2010. [Online]. Available: <http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br/app/sites/default/files/publicacoes/cartilha-censo-2010-pessoas-com-deficienciareduzido.pdf>. [Acesso em 2014].
- [2] M. A. Finley e M. M. Rodgers, "Prevalence and identification of shoulder pathology in athletic and nonathletic wheelchair users with shoulder pain: A pilot study," *Journal of rehabilitation research and development*, pp. 395-402, 2004.
- [3] R. A. Cooper, H. Ohnabe e D. A. Hobson, An introduction to rehabilitation engineering, Boca Raton: CRC Press, 2006.
- [4] M. M. Lusardi , M. Jorge e C. C. Nielsen, Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation, St. Louis: Saunders Elsevier, 2007.
- [5] M. L. Boninger, A. L. Souza, R. A. Cooper, S. G. Fitzgerald, A. M. Koontz e B. T. Fay, "Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 718-23, 2002.
- [6] J. L. Collinger, M. L. Boninger, A. M. Koontz, R. Price, S. A. Sisto, M. L. Tolerico e R. A. Cooper, "Shoulder Biomechanics During the Push Phase of Wheelchair Propulsion: A Multisite Study of Persons With Paraplegia," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 667-76, 2008.
- [7] J. W. Rankin, A. M. Kwarciak, W. M. Richter e R. R. Neptune, "The influence of wheelchair propulsion technique on upper extremity muscle demand: A simulation study," *Clinical Biomechanics*, pp. 879-886, 2012.
- [8] Organização Mundial da Saúde, "Disability and rehabilitation - Guidelines on the provision of manual wheelchairs in less-resourced settings," 2008. [Online]. Available: <http://www.who.int/disabilities/publications/technology/wheelchairguidelines/en/>. [Acesso em 08 Julio 2015].
- [9] D. Long e M. Hillman, "Introduction to mobility and wheelchair assessment," em *Clinical Engineering: A Handbook for Clinical and Biomedical Engineers*, Oxford, Academic Press - Elsevier, 2014, pp. 323-29.
- [10] A. M. Koontz, "Wheelchairs," em *An Introduction to Rehabilitation Engineering*, St.Louis, CRC Press, 2007, pp. 129-55.
- [11] A. Di Marco, M. Russell e M. Masters, "Standards for wheelchair prescription," *Australian Occupational Therapy Journal*, pp. 30-9, 2003.
- [12] D. J. Sanderson e H. J. Sommer, "Kinematic features of wheelchair propulsion," *Journal of biomechanics*, pp. 423-29, 1985.
- [13] S. D. Shimada, R. N. Robertson, M. L. Boninger e R. A. Cooper, "Kinematic characterization of wheelchair propulsion," *Journal of rehabilitation research and development*, pp. 210-18, 1998.
- [14] F. Dellabianca, G. Porcellini e G. Merolla, "Instruments and techniques for the analysis of wheelchair propulsion and upper extremity involvement in patients with spinal cord injuries: current concept review," *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, pp. 150-56, 2013.

- [15] A. M. Kwarciak, S. A. Sisto, M. Yarossi, R. Price, E. Komaroff e M. L. Boninger, "Redefining the Manual Wheelchair Stroke Cycle: Identification and Impact of Nonpropulsive Pushrim Contact," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 20-6, 2009.
- [16] L. H. V. van der Woude, A. J. Dallmeijer, T. W. J. Janssen e D. Veeger, "Alternative modes of manual wheelchair ambulation an overview," *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, pp. 765-77, 2001.
- [17] M. L. Bonninger , R. A. Cooper, S. D. Shimada e T. E. Rudy, "Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system," *Spinal Cord*, pp. 418-26, 1998.
- [18] A. Gil-Agudo, A. Del Alma-Espinosa, E. Pérez-Rizo, S. Pérez-Nombela e L. Rodríguez-Rodríguez, "Upper limb joint kinetics during manual wheelchair propulsion in patients with different levels of spinal cord injury," *Journal of Biomechanics*, pp. 2508-15, 2010.
- [19] Y. Moon, C. Jayaraman, I. Hsu, I. M. Rice, E. T. Hsiao-Wecksler e J. J. Sosnoff, "Variability of peak shoulder force during wheelchair propulsion in manual wheelchair users with and without shoulder pain," *Clinical Biomechanics*, pp. 967-72, 2013.
- [20] W. J. Hurd, M. M. Morrow, K. R. Kaufman e K.-N. A. An, "Biomechanic Evaluation of Upper-Extremity Symmetry During Manual Wheelchair Propulsion Over Varied Terrain," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 1996-2002, 2008.
- [21] B. T. Fay, M. L. Boninger, S. G. Fitzgerald, A. L. Souza, R. A. Cooper e A. M. Koontz, "Manual wheelchair pushrim dynamics in people with multiple sclerosis," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 935-42, 2004.
- [22] M. L. Boninger, R. A. Cooper, M. A. Baldwin, S. D. Shimada e A. Koontz , "Wheelchair pushrim kinetics: body weight and median nerve function," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 910-915, 1999.
- [23] R. E. Cowan, M. S. Nash, J. L. Collinger, A. M. Koontz e M. L. Boninger, "Impact of surface type, wheelchair weight, and axle position on wheelchair propulsion by novice older adults," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 1076-83, 2009.
- [24] S. de Groot, R. J. Vegter e L. H. van der Woude, "Effect of wheelchair mass, tire type and tire pressure on physical strain and wheelchair propulsion technique," *Medical Engineering & Physics*, pp. 1476-82, 2013.
- [25] M. L. Boninger, M. Baldwin, R. A. Cooper, A. Koontz e L. Chan, "Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 608-13, 2000.
- [26] I. M. Rice, C. Jayaraman, E. Hsiao-Wecksler e J. J. Sosnoff, "Relationship Between Shoulder Pain and Kinetic and Temporal-Spatial Variability in Wheelchair Users," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 699-704, 2014.
- [27] M. L. Boninger, B. E. Dicianno, R. A. Cooper, J. D. Towers, A. M. Koontz e A. L. Souza, "Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 1615-20, 2003.
- [28] R. A. Cooper, "SmartWheel: from concept to clinical practice," *Prosthetics and orthotics international*, pp. 198-209, 2009.
- [29] K. T. Asato, R. A. Cooper, R. N. Robertson e J. F. Ster, "SmartWheels: development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, pp. 1320-24, 1993.

- [30] R. A. Cooper, R. N. Robertson, D. P. VanSickle, M. L. Boninger e S. D. Shimada, "Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: A technical note," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, pp. 162-70, 1997.
- [31] Out-Front, *SmartWheel User's Guide*, Mesa, Arizona, 2013.
- [32] R. E. Cowan, M. L. Boninger, B. J. Sawatzky, B. D. Mazoyer and R. A. Cooper, "Preliminary Outcomes of the SmartWheel Users' Group Database: A Proposed Framework for Clinicians to Objectively Evaluate Manual Wheelchair Propulsion," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 260-68, 2008.
- [33] J. Lui, M. K. MacGillivray e B. J. Sawatzky, "Test-Retest Reliability and Minimal Detectable Change of the SmartWheel Clinical Protocol," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 2367-72, 2012.
- [34] L. H. V. van der Woude, H. E. J. Veeger, A. J. Dallmeijer, T. W. J. Janssen e L. A. Rozendaal, "Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion," *Medical engineering & physics*, pp. 713-33, 2001.
- [35] S. De Groot, D. H. Veeger, A. P. Hollander e L. H. van der Woude, "Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of practice," *Medicine & Science in Sports & Exercise*, pp. 756-66, 2002.
- [36] D. J. J. Bregman, S. van Drongelen e H. E. J. Veeger, "Is effective force application in handrim wheelchair propulsion also efficient?," *Clinical Biomechanics*, pp. 13-19, 2009.
- [37] Y.-H. Kwon, "Kwon3D motion analysis," 1999. [Online]. Available: <http://www.kwon3d.com/theory/bspeq/hanavan.html>.
- [38] G. Wu, F. C. van der Helm, H. E. Veeger, M. Makhsoos, P. Van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A. R. Karduna, K. McQuade, X. Wang, F. W. Werner, B. Buchholz e ISB, "ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand.," *Journal of Biomechanics*, pp. 981-92, 2005.
- [39] M. Duarte, "Notes on Scientific Computing for Biomechanics and Motor Control," 2015. [Online]. Available: <http://nbviewer.jupyter.org/github/demotu/BMC/blob/master/notebooks/ResidualAnalysis.ipynb>.
- [40] E. Hanavan, "A Mathematical Model for the Human Body. Technical Report," No. AFIT-GA-PHYS-64-3. Air Force Aerospace Medical Research Lab Wright-Patterson Afb Oh, 1964.
- [41] C-Motion, "Wiki Documentation - Functional Joints," 12 04 2016. [Online]. Available: [https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php/Functional\\_Joints](https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php/Functional_Joints).
- [42] V. Zatsiorsky, *Kinetics of Human Motion*, Human Kinetics, 2002.
- [43] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Wiley, 2009.
- [44] G. Robertson, G. Caldwell , J. Hamill, G. Karmen e S. Whittlesey, *Introduction to Biomechanics for Human Motion Analysis*, Human Kinetics, 2014.
- [45] J. Slowik, P. S. Requejo, S. J. Mulroy e R. R. Neptune, "The influence of speed and grade on wheelchair propulsion hand pattern," *Clinical Biomechanics*, pp. 927-32, 2015.
- [46] M. L. Boninger, R. A. Cooper, R. N. Robertson e T. E. Rudy, "Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: An analysis using a local coordinate system," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 364-72, 1997.

- [47] C. Jayaraman, Y. Moon e J. J. Sosnoff, "Shoulder pain and time dependent structure in wheelchair propulsion variability," *Medical Engineering & Physics*, pp. 648-55, 2016.
- [48] D. H. Gagnon, C. Jouval e F. Chénier, "Estimating pushrim temporal and kinetic measures using an instrumented treadmill during wheelchair propulsion: A concurrent validity study," *Journal of Biomechanics*, pp. 1976-82, 2016.
- [49] J. S. Slowik, J. L. McNitt-Gray, P. S. Requejo, S. J. Mulroy e R. R. Neptune, "Compensatory strategies during manual wheelchair propulsion in response to weakness in individual muscle groups: A simulation study," *Clinical Biomechanics*, pp. 34-41, 2016.
- [50] J. S. Slowik, P. S. Requejo, S. J. Mulroy e R. R. Neptune, "The influence of wheelchair propulsion hand pattern on upper extremity muscle power and stress," *Journal of Biomechanics*, pp. 1554-61, 2016.
- [51] C. Jayaraman, C. L. Beck e J. J. Sosnoff, "Shoulder pain and jerk during recovery phase of manual wheelchair propulsion," *Journal of Biomechanics*, pp. 3937-44, 2015.
- [52] S. van Drongelen, U. Arnet, D. Veeger e L. H. V. van der Woude, "Effect of workload setting on propulsion technique in handrim wheelchair propulsion," *Medical Engineering & Physics*, pp. 283-88, 2013.
- [53] S. de Groot, R. J. Vegter e L. H. V. van der Woude, "Effect of wheelchair mass, tire type and tire pressure on physical strain and wheelchair propulsion technique," *Medical Engineering and Physics*, pp. 1476-82, 2013.
- [54] W. J. Hurd, M. M. B. Morrow, K. R. Kaufman e A. Kai-Nan, "Wheelchair propulsion demands during outdoor community ambulation," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, pp. 942-47, 2009.
- [55] A. M. Koontz, B. M. Roche, J. L. Collinger, R. A. Cooper e M. L. Boninger, "Manual Wheelchair Propulsion Patterns on Natural Surfaces During Start-Up Propulsion," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 1996-23, 2009.
- [56] Y.-S. Yang, A. M. Koontz, S.-J. Yeh e J.-J. Chang, "Effect of Backrest Height on Wheelchair Propulsion Biomechanics for Level and Uphill Conditions," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 654-59, 2012.
- [57] Y.-S. Yang, A. M. Koontz, R. J. Triolo, J. L. Mercer e M. L. Boninger, "Surface electromyography activity of trunk muscles during wheelchair propulsion," *Clinical Biomechanics*, pp. 1032-41, 2006.
- [58] G. Desroches, R. Aissaoui e D. Bourbonnais, "Relationship Between Resultant Force at the Pushrim and the Net Shoulder Joint Moments During Manual Wheelchair Propulsion in Elderly Persons," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, pp. 1155-61, 2008.
- [59] A. J. Schnorenberg, B. A. Slavens, M. Wang, L. C. Vogel, P. A. Smith e G. F. Harris, "Biomechanical model for evaluation of pediatric upper extremity joint dynamics during wheelchair mobility," *Journal of Biomechanics*, pp. 269-76, 2014.
- [60] E. Hanavan, "A Mathematical Model for the Human Body. Technical Report," *Air Force Aerospace Medical Research Lab Wright-Patterson Afb Oh*, 1964.

## Anexo 1

Folha para avaliação biomecânica de cadeirantes utilizando a SmartWheel

Informação geral		
Nome completo		
Data de nascimento		
Tipo de lesão		
Tempo de lesão		
Tempo de uso da cadeira de rodas		
Mão dominante		
Medidas		
Altura:	Peso:	
	Esquerda	Direita
Comprimento mão (desde linha do punho até terceiro dedo, parte mais distal)		
Comprimento punho (linha do punho até junta dos dedos)		
Largura mão (em supinação)		
Largura punho		
Circunferência punho fechado (na junta dos dedos)		
Circunferência articulação punho		
Circunferência antebraco (proximal)		
Circunferência cotovelo		
Circunferência braço (proximal)		

Lista de verificação:

- Realizar calibração do sistema de captura.
- Verificar sincronização da SmartWheel com o sistema de captura.
- Verificar o funcionamento da SmartWheel (está colocada de forma certa na cadeira? As forças e momentos tem a forma esperada ao fazer um registro?).
- Colocar 28 marcadores sobre a pessoa a ser avaliada (Tabela 5).
- Medir com a esteira o peso da pessoa mais a cadeira.
- Realizar registro de postura estática.
- Realizar registro funcional (com a cadeira travada, pedir a pessoa que depois do aviso levante os braços, estendidos, para os lados, sem a mão chegar à altura dos ombros, e realizar círculos pequenos e maiores, para frente, e para trás, por pelo menos 5 segundos).
- Realizar registro dinâmico (lembre-se de anotar o nome do arquivo da Smartwheel correspondente como cada tentativa registrada no sistema de

captura, e.g. tentativa\_dinâmica1 corresponde ao arquivo 05-07-2016 Raw Data SW1.csv).

<b>Nome arquivo dados movimento</b>	<b>Nome arquivo dados Smartwheel</b>

## Anexo 2

Medidas antropométricas coletadas

SUJEITO 1

Altura: 1,67 m	Peso: 53,38 kg	
	Esquerda (cm)	Direita (cm)
<b>Comprimento mão (desde linha do punho até o terceiro dedo, parte mais distal)</b>	19,8	19,7
<b>Comprimento punho (linha do punho até junta dos dedos)</b>	10,2	10
<b>Largura mão (em supinação)</b>	8,85	8,8
<b>Largura punho</b>	5,78	5,78
<b>Circunferência punho fechado (na junta dos dedos)</b>	28,8	28,5
<b>Circunferência articulação punho</b>	18,4	18,3
<b>Circunferência antebraco (proximal)</b>	29,8	29,9
<b>Circunferência cotovelo</b>	27,1	28,9
<b>Circunferência braço (proximal)</b>	34	34

SUJEITO 2

Altura: 1,79 m	Peso: 55,33 kg	
	Esquerda (cm)	Direita (cm)
<b>Comprimento mão (desde linha do punho até o terceiro dedo, parte mais distal)</b>	20,2	19,5
<b>Comprimento punho (linha do punho até junta dos dedos)</b>	9,5	9,5
<b>Largura mão (em supinação)</b>	8,68	8,37
<b>Largura punho</b>	5,93	5,9
<b>Circunferência punho fechado (na junta dos dedos)</b>	29,5	29
<b>Circunferência articulação punho</b>	18,6	17,5
<b>Circunferência antebraco (proximal)</b>	27	26,5
<b>Circunferência cotovelo</b>	25,8	25,7
<b>Circunferência braço (proximal)</b>	29,7	28,3

SUJEITO 3

Altura: 1,76 m	Peso: 63,46 kg	
	Esquerda (cm)	Direita (cm)
<b>Comprimento mão (desde linha do punho até o terceiro, parte mais distal)</b>	18,6	18,5
<b>Comprimento punho (linha do punho até junta dos dedos)</b>	9	8,7
<b>Largura mão (em supinação)</b>	8,12	8,02
<b>Largura punho</b>	5,13	5,16
<b>Circunferência punho fechado (na junta dos dedos)</b>	27,9	28,3
<b>Circunferência articulação punho</b>	15,7	15,9
<b>Circunferência antebraço (proximal)</b>	27	27,5
<b>Circunferência cotovelo</b>	26,4	26,5
<b>Circunferência braço (proximal)</b>	35,3	35,6