



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE DESPORTOS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

GRAZIELI MARIA BIDUSKI

**CARACTERÍSTICAS DOS FLEXORES E EXTENSORES DO COTOVELO EM  
USUÁRIOS DE CADEIRA DE RODAS MANUAL**

Florianópolis,  
2020.

GRAZIELI MARIA BIDUSKI

**CARACTERÍSTICAS DOS FLEXORES E EXTENSORES DO COTOVELO EM  
USUÁRIOS DE CADEIRA DE RODAS MANUAL**

Dissertação de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina, para obtenção do título de Mestra em Biodinâmica do Desempenho Humano.

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Cíntia de La Rocha Freitas.

Florianópolis,  
2020.

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Biduski, Grazieli Maria  
CARACTERÍSTICAS DOS FLEXORES E EXTENSORES DO COTOVELO  
EM USUÁRIOS DE CADEIRA DE RODAS MANUAL / Grazieli Maria  
Biduski ; orientadora, Cíntia de La Rocha Freitas, 2020.  
102 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa  
Catarina, Centro de Desportos, Programa de Pós-Graduação em  
Educação Física, Florianópolis, 2020.

Inclui referências.

1. Educação Física. 2. Pessoa com Deficiência Física. 3.  
Força Muscular. 4. Articulação do Cotovelo. I. La Rocha  
Freitas, Cíntia de. II. Universidade Federal de Santa  
Catarina. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. III.  
Título.

GRAZIELI MARIA BIDUSKI

**CARACTERÍSTICAS DOS FLEXORES E EXTENSORES DO COTOVELO EM  
USUÁRIOS DE CADEIRA DE RODAS MANUAL**

O presente trabalho em nível de Mestrado foi avaliado e aprovado por banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof.(a) Dr.(a) Daniele Detanico  
Universidade Federal de Santa Catarina – UFSC

Prof. Dr. Flávio Antônio de Souza Castro  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS

Certificamos que esta é a **versão original e final** do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de Mestre em Biodinâmica do Desempenho Humano.

---

Prof.(a) Dr.(a) Kelly Samara da Silva  
Coordenador(a) do Programa de Pós-Graduação em Educação Física

---

Prof.(a) Dr.(a) Cíntia de La Rocha Freitas  
Orientador(a)

Florianópolis, 2020.

Esta dissertação é dedicada às pessoas que mais amo nesse mundo, minha querida família.

## AGRADECIMENTOS

Agradecer a Deus pela minha vida por colocar em meu caminho tantas pessoas incríveis que permanecerão em meu coração. À minha família que sempre esteve ao meu lado, o meu mais puro e sincero muito obrigada, eu amo vocês! Aos amores da minha vida Meg e Anderson, vocês são meu porto seguro, agradeço pela paciência e ajuda sempre, você acredita mais em mim do que eu mesma, a vocês eu posso dizer que “amarei vocês dois de janeiro a janeiro, até o mundo acabar”. Agradeço aos meus amigos, vocês me ajudam tanto, foram inúmeras conversas acadêmicas e também nada acadêmicas, muitas vezes apenas aleatórias, com vários encontros para os cafezinhos e almoços, recados, áudios, enfim, vocês usaram todos os recursos para me motivar e me mostrar que o caminho era esse e que eu não estava sozinha.

À minha eterna orientadora Cíntia de La Rocha Freitas, que é uma professora “raiz”, tem uma empatia admirável e uma generosidade sem fim, muito obrigada pela paciência, carinho e suporte durante toda jornada acadêmica, minha admiração por você sempre! Também não posso deixar de agradecer aos meus amigos Silas e Laís, eu não tenho palavras para descrever toda a ajuda e suporte que vocês me deram. As coletas foram muito leves, porque vocês entraram junto comigo e nós conseguimos transformar esse momento um tanto cansativo em algo tão especial, que ficará marcado para sempre em minha vida.

Agradeço aos queridos participantes da pesquisa, vocês se deslocaram de suas casas porque acreditaram no meu trabalho, sem vocês nada disso seria possível. Hoje percebo o quanto que eu aprendi durante as coletas com vocês, foram tantas histórias, relatos e trocas de experiências que só me fortaleceram, ao longo desse caminho. Como sou grata por ter tido a oportunidade de conhecê-los e de poder, até hoje, conversar com vocês, porque não foi apenas uma coleta.

Aos professores da banca que gentilmente aceitaram fazer parte desse momento tão importante, cheio de desafios e descobertas, não foi fácil, mas com suporte e auxílio de vocês foi possível. Sou muito grata ao Professor Flávio Castro, que mesmo à distância, eu já era admiradora de seu trabalho. À professora Daniele Detanico, que na ausência da minha orientadora, deu-me suporte acadêmico e emocional, você é uma professora incrível. À professora Bruna Seron, que é minha inspiração e maior motivadora.

Agradeço a Universidade Federal de Santa Catarina, ao Centro de Desportos, ao Laboratório de Biomecânica, ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física e a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo apoio institucional e financeiro. Muito obrigada a todos professores que não medem esforços para nos ensinar, aprender com vocês foi maravilhoso!

## RESUMO

Durante a propulsão da cadeira de rodas manual, a articulação do cotovelo é exigida de forma constante e repetitivas vezes. Entender as adaptações morfológicas e funcionais dessas exigências mecânicas, possibilita conhecer as sobrecargas geradas no dia a dia. O objetivo desse estudo foi investigar se há adaptações morfológicas e de produção de torque dos flexores e extensores do cotovelo em usuários de cadeira de rodas manual nos membros dominante e não dominante. Participaram do estudo 12 cadeirantes, com deficiência física, com idade de 37,0 ( $\pm 11,4$ ) anos, estatura de 161 ( $\pm 23,1$ ) cm e massa corporal de 65,1 ( $\pm 15,4$ ) kg. A relação torque-ângulo dos flexores e extensores do cotovelo foram avaliados em 0°, 30°, 60°, 90°, 120° e os parâmetros de torque isocinético (concêntrico-excêntrico) foram avaliados nas velocidades angulares de 60°/seg e 180°/seg. As avaliações de torque muscular foram realizadas no dinamômetro isocinético e as de espessura muscular e eointensidade por ultrassonografia. Foram utilizados procedimentos estatísticos, descritivos e inferenciais. Os resultados apontaram que, nas relações torque-ângulo, não houve diferença entre os flexores ( $p=0,818$ ) e extensores ( $p=0,480$ ) do cotovelo entre os membros dominante e não dominante. Contudo, de forma isolada, houve diferença entre os ângulos para os flexores e extensores do cotovelo do membro dominante ( $p<0,001$  e  $p<0,015$ ) e não dominante ( $p<0,001$  e  $p<0,004$ ), sendo o maior pico de torque a 60° para os flexores e extensores do cotovelo. Para o torque concêntrico ( $p=0,821$ ) e torque excêntrico ( $p=0,317$ ) dos flexores do cotovelo, não houve diferença entre os membros dominante e não dominante, independente da velocidade, assim como não houve diferença no torque concêntrico ( $p=0,809$ ) e torque excêntrico ( $p=0,805$ ) dos extensores do cotovelo entre os membros. Para as razões convencionais e funcionais não houve diferença entre os membros e não foram observados desequilíbrios musculares para as razões convencionais, no entanto houve desequilíbrio muscular para as razões funcionais em ambas velocidades. Em relação aos valores de assimetria, o torque excêntrico dos flexores em 180°/seg apresentou valores de 12,33%, indicando assimetria no membro dominante. Nas demais velocidades e contrações avaliadas não houve assimetria. Em relação às avaliações morfológicas, não houve diferença na espessura muscular do bíceps braquial ( $p=0,849$ ), braquiorradial ( $p=0,490$ ) e tríceps braquial ( $p=0,393$ ) entre os membros dominante e não dominante, igualmente, não houve diferença entre as medidas de eointensidade do bíceps braquial ( $p=0,649$ ), braquiorradial ( $p=0,809$ ) e tríceps braquial ( $p=0,877$ ) entre os membros. Os dados deste estudo indicam que possivelmente os músculos flexores e extensores do cotovelo dos usuários de cadeira de rodas manual tenham sofrido adaptações funcionais devido às demandas impostas pelas tarefas diárias e de propulsão na cadeira de rodas manual.

**Palavras chave:** Pessoas com deficiência física. Força muscular. Ultrassonografia.

## ABSTRACT

During propulsion of the manual wheelchair the elbow joint is required constantly and repeatedly. Understanding the morphological and functional adaptations of these mechanical requirements makes it possible to know the overloads generated on a daily basis. The aim of this study was to investigate the morphological and torque production adaptations of the elbow flexors and extensors of the dominant and non-dominant limbs in manual wheelchair users. Twelve wheelchairs with physical disabilities participated in the study, aged 37.00 ( $\pm$  11.44) years, height of 161 ( $\pm$  23.15) cm and body mass of 65.18 ( $\pm$  15.43) kg. The torque-angle relationship of the elbow flexors and extensors were evaluated at 0°, 30°, 60°, 90°, 120° and the isokinetic torque parameters (concentric-eccentric) were evaluated at angular speeds of 60°/sec and 180°/sec. Muscle torque evaluations were performed on the isokinetic dynamometer and those of muscle thickness and echo intensity by ultrasound. Statistical, descriptive and inferential procedures were used. The results showed that, in the torque-angle relationships, there was no difference between the flexors ( $p=0.818$ ) and extensors ( $p=0.480$ ) of the elbow between the dominant and non-dominant members. However in isolation there was a difference between the angles for the elbow flexors and extensors of the dominant ( $p<0.001$  and  $p<0.015$ ) and non-dominant ( $p<0.001$  and  $p<0.004$ ) limbs. Meanwhile the greatest torque peak was at 60° for the elbow flexors and extensors. For elbow flexors concentric torque ( $p=0.821$ ) and eccentric torque ( $p=0.317$ ), there was no difference between the dominant and non-dominant limbs, regardless of speed, just as there was no difference in the concentric torque ( $p=0.809$ ) and eccentric torque ( $p=0.805$ ) of the elbow extensors between the limbs. For the conventional and functional ratio there was no difference between the limbs and no muscle imbalances were observed for the conventional ratio. However there was a muscle imbalance for the functional ratio at both speeds. Regarding the asymmetry values, the eccentric torque of the flexors at 180°/sec showed values of 12.33%, indicating asymmetry in the dominant limb. In the other evaluated speeds and contractions there was no asymmetry. For morphological evaluations, there was no difference in the muscular thickness of the biceps brachii ( $p=0.849$ ), brachioradialis ( $p=0.490$ ) and triceps brachii ( $p=0.393$ ) between the dominant and non-dominant limbs, equally, there was no difference between the echo intensity of the biceps brachii ( $p=0.649$ ), brachioradialis ( $p=0.809$ ) and triceps brachii ( $p=0.877$ ) between the limbs. The data in this study indicate that possibly the flexor and extensor muscles of the elbow of users of manual wheelchairs have undergone functional adaptations due to the demands imposed by daily tasks and propulsion in manual wheelchairs.

**Keywords:** Disabled Persons. Muscle Strength. Ultrasonography.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Configuração de uma cadeira de rodas manual.....	21
Figura 2 – Fases cíclicas da propulsão na cadeira de rodas.....	22
Figura 3 – Diferentes técnicas utilizadas na propulsão da cadeira de rodas manual.....	23
Figura 4 – Fluxograma de participantes elegíveis, desistências e de conclusão do estudo.....	38
Figura 5 – Rampa e tablado construído para acessibilidade dos participantes aos instrumentos de avaliação.....	39
Figura 6 – Fluxograma do Design do estudo.....	40
Figura 7 – Imagem representativa do protocolo de coleta da massa corporal.....	41
Figura 8 – Fluxograma referente ao protocolo de avaliações do torque muscular dos flexores e extensores do cotovelo.....	45
Figura 9 – Imagens representativas da análise realizada para obtenção das medidas de espessura muscular no <i>Image J</i> .....	46
Figura 10 – Imagens representativas da análise realizada para obtenção dos valores de eointensidade no <i>Image J</i> .....	47
Figura 11a – Relação torque-ângulo dos músculos flexores do cotovelo do membro dominante.....	54
Figura 11b – Relação torque-ângulo dos músculos extensores do cotovelo do membro dominante.....	54
Figura 12 a – Relação torque-ângulo dos músculos flexores do cotovelo do membro não dominante.....	55
Figura 12 b – Relação torque-ângulo dos músculos extensores do cotovelo do membro não dominante.....	56

## LISTA DE QUADRO E TABELAS

Quadro 1 – Sínteses de alguns estudos com uso de dinamitria para avaliações de flexores e extensores do cotovelo em usuários de cadeira de rodas manual.....	33
Tabela 1 – Dados de caracterização demográfica dos usuários de cadeira de rodas com média/desvio padrão e intervalo de confiança. ....	50
Tabela 2 – Dados de caracterização demográfica dos usuários de cadeira de rodas e as tarefas diárias com média/desvio padrão e intervalo de confiança .....	52
Tabela 3 – Valores de média e desvio padrão (DP) da relação torque-ângulo relativos (Nm.kg <sup>-1</sup> ) dos flexores e extensores do cotovelo, do membro dominante e não dominante dos usuários de cadeira de rodas manual.....	53
Tabela 4 – Distribuição individual do PT produzido em cada ângulo tanto para flexores quanto para os extensores do cotovelo.....	56
Tabela 5 – Torque relativo (Nm.kg <sup>-1</sup> ) dos flexores e extensores do cotovelo no protocolo concêntrico e excêntrico, nas velocidades 60°/seg e 180°/seg no membro dominante e não dominante.....	57
Tabela 6 – Torque relativo (Nm.kg <sup>-1</sup> ) das razões convencionais e funcionais dos flexores e extensores do cotovelo, das médias individuais, dos usuários de cadeira de rodas manual.....	58
Tabela 7 – Índice de assimetria encontrado pelo pico de torque relativo (Nm.kg <sup>-1</sup> ) nas velocidades angulares 60°/seg e 180°/seg dos flexores e extensores do cotovelo.....	58
Tabela 8 – Valores da espessura muscular e da ecointensidade dos flexores e extensores do cotovelo do membro dominante e não dominante.....	59

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>12</b>
1.1 OBJETIVOS .....	14
<b>1.1.1 Objetivo Geral.....</b>	<b>14</b>
<b>1.1.2 Objetivos específicos.....</b>	<b>14</b>
1.2 DEFINIÇÕES DAS HIPÓTESES .....	15
1.3 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO .....	16
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>17</b>
2.1 CARACTERIZAÇÃO DO USUÁRIO DE CADEIRA DE RODAS MANUAL .....	17
2.2 INTERFACE ENTRE A CADEIRA DE RODAS MANUAL E O USUÁRIO .....	20
2.3 AVALIAÇÕES BIOMECÂNICAS.....	24
<b>2.3.1 Adaptações morfológicas .....</b>	<b>24</b>
<b>2.3.2 Adaptações musculares dos flexores e extensores do cotovelo .....</b>	<b>27</b>
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>37</b>
3.1 CARACTERÍSTICAS DA PESQUISA.....	37
3.2 PARTICIPANTES DA PESQUISA .....	37
3.3 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO .....	38
3.4 PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS .....	38
<b>3.4.1 Aspectos éticos.....</b>	<b>38</b>
<b>3.4.2 Design do estudo .....</b>	<b>39</b>
<b>3.4.3 Instrumentos e procedimento de avaliação .....</b>	<b>40</b>
3.5 TRATAMENTO DOS DADOS .....	46
3.6 TRATAMENTO ESTATÍSTICO.....	48
<b>4 RESULTADOS .....</b>	<b>49</b>
<b>5 DISCUSSÃO .....</b>	<b>60</b>
<b>6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....</b>	<b>75</b>
<b>7 APLICAÇÕES PRÁTICAS.....</b>	<b>76</b>
<b>8 CONCLUSÕES.....</b>	<b>78</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>79</b>
<b>APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO .....</b>	<b>89</b>
<b>APÊNDICE B – ANAMNESE.....</b>	<b>93</b>
<b>ANEXO A – COMITÊ DE ÉTICA .....</b>	<b>99</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Uma das necessidades mais importante para uma pessoa com deficiência física é poder ter uma vida independente e essa independência garante às pessoas condições de realizarem diversas tarefas funcionais no seu dia a dia (GHANI; TOKNI, 2016). A cadeira de rodas manual permite que as pessoas com limitações nos membros inferiores, impossibilitadas de deambular de forma natural, consigam ter maior mobilidade (WHO, 2019). No Brasil, cerca de 930 mil pessoas são usuárias de cadeiras de rodas (IBGE, 2018), desse total, uma grande parcela desses usuários apresenta algum tipo de deficiência física proveniente de traumas medulares (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2015), distrofias musculares, paralisia cerebral, poliomielite, amputações nos membros inferiores, entre outras deficiências (SAGAWA JÚNIOR *et al.*, 2012).

Usar cadeira de rodas manual, no dia a dia, exige grande demanda mecânica nos membros superiores de seus usuários (RICE *et al.*, 2011; STARRS *et al.*, 2012; VAN KEEKEN; GROOT; VEGTER, 2016). Durante a propulsão da cadeira de rodas manual, bem como nas tarefas cotidianas, o complexo articular do cotovelo é exigido de forma constante e repetitivas vezes (STARRS *et al.*, 2012). Apesar da articulação do cotovelo não ser uma articulação de sustentação de carga, do ponto de vista funcional, ela tem grande importância, pois permite que as pessoas realizem as mais simples tarefas, como vestir roupas ou alimentar-se, até as mais complexas como transferências de um local para outro e a própria propulsão da cadeira de rodas (KAUER *et al.*, 2006; NEUMANN, 2018).

Partindo da premissa de que ocorre grande demanda mecânica nos músculos flexores e extensores do cotovelo, avaliações biomecânicas tornam-se relevantes. A mensuração de parâmetros musculares e morfológicos (área de secção transversa, espessura muscular, qualidade muscular, comprimento do fascículo) e de produção de torque muscular (relação torque-ângulo e torque-velocidade, assimetrias entre membros, razões musculares) permite aos profissionais da área da saúde conhecer, compreender e explicar o comportamento muscular (KAUER *et al.*, 2006; CARPES *et al.*, 2012; AMADIO; SERRÃO, 2011, RIBEIRO NETO *et al.*, 2018).

Durante a locomoção em cadeira de rodas, a musculatura da articulação do cotovelo é ativada durante toda a fase propulsiva, com grande demanda dos flexores do cotovelo durante a fase inicial, por outro lado, a atividade do tríceps braquial (que é um extensor do cotovelo) é modesta durante esta fase e depois aumenta gradualmente até a extensão do cotovelo no

momento da liberação da mão ao aro (DELLABIANCIA *et al.* 2013; AMBROSIO *et al.*, 2005; MULROY *et al.*, 1996).

Sabe-se que o uso constante de um grupo muscular em tarefas específicas, promove adaptações funcionais, morfológicas que conseqüentemente podem alterar a produção de força, de acordo com a demanda. Porém não se tem informações sobre em que ângulo articular pode ocorrer a máxima produção de torque isométrico de extensores e flexores para os usuários de cadeira de rodas manual, e se essa adaptação é diferente dos não cadeirantes. Tendo em vista a capacidade do músculo esquelético de se adaptar, dependendo do estímulo recebido (HERZOG *et al.*, 1991; FRASSON *et al.*, 2007; DIAS *et al.*, 2013), é imprescindível que se conheçam os parâmetros de torque-ângulo, torque-velocidade e morfológicos nessa população.

A maioria dos estudos com cadeirantes têm utilizado as avaliações isocinéticas, com o objetivo de avaliar desequilíbrios musculares (KAUER *et al.*, 2006; MOON *et al.*, 2013; KOTAJARVI *et al.*, 2002; RIBEIRO NETO *et al.*, 2018). Essas informações são importantes, tendo em vista que déficits musculares podem provocar dores limitantes e levar ao desenvolvimento de lesões musculares, articulares e periarticulares que podem causar rigidez acentuada na articulação do cotovelo e contribuindo para o declínio das atividades de vida diária (GIANINI; CHAMLIAN; ARAKAKI, 2006; ERHAN *et al.*, 2013; CRETA; ZUCCHINI, 2018; SILVA; VITAL; MELLO, 2016; HALL, 2017).

Da mesma forma, avaliar assimetrias se tornam relevantes devido à relação com dores e lesões musculoesqueléticas (TAYLOR *et al.*, 1993; FONSECA *et al.*, 2007). As assimetrias são observadas quando há uma diferença do desempenho de um membro em relação ao membro contralateral (KEELEY; PLUMMER; OLIVER, 2011). A identificação desses parâmetros possibilitaria intervenções adequadas visando diminuir esses déficits ou mesmo auxiliando na elaboração de trabalho preventivo. A quantificação desses parâmetros também é relevante, uma vez que ao se observar é possível desenvolver um trabalho específico para melhorar o desempenho muscular (REQUEJO *et al.*, 2008).

É evidente na literatura a importância de avaliações morfológicas e de produção de torque para a melhor compreensão da funcionalidade e desempenho muscular de populações específicas, ainda mais quando as informações são escassas (ABE *et al.*, 2018; EMA *et al.*, 2013; GAO *et al.*, 2017, BURTON; STOK, 2018). Com base nesses parâmetros, investigações em relação às possíveis adaptações resultarão em valores de referência que podem nortear futuras avaliações para os usuários de cadeira de rodas manual, já que esta é uma população bem específica e com demandas musculares diferentes, sendo inadequada a utilização de protocolos de avaliações baseados na população em geral.

Conhecer essa demanda significa nortear os profissionais de Educação Física, professores, treinadores, fisioterapeutas e profissionais de saúde em geral a compreender como essas adaptações morfológicas e de produção de torque muscular ocorrem nos usuários de cadeira de rodas manual. Tendo conhecimento desses dados, é possível propor estratégias que minimizem possíveis assimetrias ou déficits provocados pelas tarefas diárias. No entanto, mesmo sabendo dos benefícios em utilizar esses parâmetros, pesquisar pessoas que usam cadeira de rodas manual representa um desafio para os pesquisadores, tendo em vista a heterogeneidade composta por essa população. Com base no exposto, o presente estudo visa responder o seguinte problema de pesquisa: “Quais são as possíveis adaptações morfológicas e de produção de torque muscular dos flexores e extensores do cotovelo em decorrência do uso da cadeira de rodas manual?”

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo Geral

Investigar as características morfológicas e de produção de torque muscular dos flexores e extensores dos cotovelos em usuários de cadeira de rodas manual, nos membros dominante e não dominante.

### 1.1.2 Objetivos específicos

- Avaliar o ângulo ótimo de produção de torque isométrico e descrever a curva torque-ângulo dos músculos flexores e extensores do cotovelo do membro dominante e não dominante;
- Avaliar as razões convencionais e funcionais de torque muscular dos flexores e extensores dos cotovelos nas velocidades angulares de 60°/seg e 180°/seg e comparar entre os membros dominante e não dominante;
- Comparar a assimetria muscular dos flexores e extensores dos cotovelos nas contrações concêntricas e excêntricas e nas velocidades angulares de 60°/seg e 180°/seg.

- Avaliar a espessura e a qualidade muscular dos músculos bíceps braquial, braquiorradial e tríceps braquial e comparar entre os membros dominante e não dominante.

## 1.2 DEFINIÇÕES DAS HIPÓTESES

Partindo da premissa que durante a locomoção em cadeira de rodas manual, a musculatura da articulação do cotovelo é ativada, em torno de 60° de flexão no início da fase propulsiva e vai se alongando até a extensão do cotovelo, na liberação da mão ao aro, em um movimento cíclico e repetitivo ao longo do dia (DELLABIANCIA *et al.* 2013), fazendo com que os músculos trabalhem em uma posição mais alongada acredita-se que:

H1- O ângulo ótimo de produção de torque será em menores posições angulares que 90° (considerando 0° extensão total do cotovelo) tanto para flexores quanto para extensores de cotovelo, independente do membro.

Durante as tarefas diárias, a articulação do cotovelo dos usuários de cadeira de rodas manual sofre uma demanda constante, predominantemente bilateral, o que de fato pode contribuir para que não ocorram desequilíbrios musculares entre o membro dominante e o contralateral (CALMELS *et al.*, 1992). A partir do exposto, espera-se que:

H2- Não haverá diferença nas razões musculares convencionais e funcionais da articulação do cotovelo, entre os membros dominante e não dominante, independente das velocidades angulares testadas.

A habilidade em desempenhar as tarefas diárias com um dos membros, sugere uma preferência unilateral (STEENHUIS *et al.*, 1989). No entanto, a propulsão manual em cadeira de rodas envolve ações cíclicas dos membros superiores na maior parte do tempo, podendo ser entendida como um movimento bi-manual, uma vez que ambas as mãos aplicam torque no aro para realizar o movimento (HAMILL; KNUTZEN, 2012). Pensando no movimento cíclico de propulsão, a hipótese para este estudo é de que:

H3- Não haverá assimetria do torque muscular dos flexores e extensores do cotovelo, independente das velocidades angulares e tipos de contrações avaliadas.

A espessura muscular tem elevada plasticidade e altera-se em resposta ao estímulo recebido, assim quanto maior a quantidade de conteúdo contrátil, maior será o torque produzido

por um músculo (WILLIAMS; GOLDSPINK, 1978; NELSON *et al.*, 2018). A ecointesidade, por sua vez, indica que quanto maior é a quantidade de tecido adiposo intramuscular, menor será a capacidade de um músculo produzir torque (ARTS *et al.*, 2010). Dada a exigência diária dos músculos flexores e extensores do cotovelo serem similares entre os membros dominante e não dominante durante as tarefas de propulsão de cadeira de rodas manual, espera-se que:

H 4- Não haverá diferença na espessura muscular e tão pouco da ecointesidade dos músculos bíceps braquial, braquiorradial e tríceps braquial entre os membros dominante e não dominante.

### 1.3 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Este estudo delimita-se a investigar os parâmetros morfológicos e de produção de torque muscular dos flexores e extensores dos cotovelos em pessoas com deficiência física que utilizam cadeira de rodas manual.



## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Esta revisão de literatura será dividida nos seguintes tópicos: caracterização do usuário de cadeira de rodas com deficiência física; interface entre a cadeira de rodas manual e o usuário e avaliações biomecânicas nos músculos flexores e extensores do cotovelo. Alguns desses tópicos foram constituídos, em parte, do capítulo de livro produzido por esta pesquisadora com a colaboração das professoras Bruna Barboza Seron e Cíntia de La Rocha Freitas. O capítulo utilizado foi “Avaliação neuromuscular em usuários de cadeira de rodas: respostas à demanda mecânica dos membros superiores”, que foi publicado na versão ebook no livro *Biodinâmica do Movimento Humano: Aplicações no Exercício Físico na Saúde e no Esporte*, em 2019.

### 2.1 CARACTERIZAÇÃO DO USUÁRIO DE CADEIRA DE RODAS MANUAL

Estima-se que no mundo mais de 70 milhões de pessoas são usuárias de cadeira de rodas (WHO, 2019). No Brasil, o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), de acordo com o censo de 2010, aponta que há em torno de 45,6 milhões de pessoas que apresentam algum tipo de deficiência, e destas, cerca de 930 mil são usuárias de cadeiras de rodas (IBGE, 2018).

Com base nas diretrizes da *World Health Organization*, usuário de cadeira de rodas é definido como “toda e qualquer pessoa com limitada capacidade de deambular”. Dentre todas as pessoas que fazem uso da cadeira de rodas, uma grande parcela dessa população tem algum tipo de deficiência física. Essas pessoas apresentam comprometimentos neuromusculoesqueléticos (distúrbios ortopédicos) ou neurológicos que afetam a funcionalidade dos membros inferiores (WHO, 2019).

No Brasil, o elevado número de usuários de cadeira de rodas está associado a traumas medulares, ocasionados por ferimentos por projéteis de arma de fogo, acidentes e quedas. Desses, a maioria é por acidente automobilístico, sendo formado, na maior parte, por jovens adultos do sexo masculino (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2015; CUSTÓDIO *et al.*, 2009). No entanto, outra parcela importante desse grupo é não traumática, apresentando outros tipos de deficiência como malformação congênita, distrofias musculares, paralisia cerebral, poliomielite ou amputações bilaterais entre outras (SAGAWA JÚNIOR, 2012).

Ao utilizar os membros superiores repetidamente para realizar as atividades diárias (transferência para carro, cama, cadeira de banho, suspensões e locomoção), a demanda exigida pode acarretar lesões musculares. Os membros superiores acabam tendo de suprir o trabalho

que deveria ser realizado pelos membros inferiores, não estando preparados para tal sobrecarga (RICE *et al.*, 2011). Os cadeirantes, de modo geral, precisam realizar diversas transferências, conduta de alívio de pressão, principalmente aqueles com lesão medular, pois permanecer muito tempo sentado ou deitado na mesma posição pode acarretar lesões na pele, causando úlceras de decúbito (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2015).

Os estudos de Veeger *et al.* (2002) e Van Drongelen *et al.* (2005) demonstraram que em apenas uma hora de atividade na cadeira de rodas, o usuário pode realizar 1800 impulsos bi-manuais, em média 15 elevações ou transferências da cadeira de rodas, gerando uma compressão da articulação do ombro de até 110 N. Porém, maiores sobrecargas são observadas em pessoas com tetraplegia por apresentarem reduzidos níveis de força muscular no tríceps, punhos e nas mãos, em decorrência do alto nível da lesão medular ocasionando uma força de compressão nas articulações dos membros superiores e de tronco de mais de 550 N para as mesmas tarefas diárias.

As mulheres que usam cadeira de rodas são as que mais sofrem com a grande sobrecarga nos membros superiores, principalmente pelo peso das cadeiras, uma vez que as cadeiras são projetadas para suportar cargas acima de 70 kg, e isso faz com que as mulheres tenham de usar uma cadeira de rodas manual não adequada o que pode prejudicar suas tarefas diárias e de locomoção (SAGAWA JÚNIOR *et al.*, 2012). Sendo assim, a utilização constante dos membros superiores pode ocasionar dores e levar ao desenvolvimento de lesões musculares (SILVA; ANDRADE, 2002; KAUER *et al.*, 2006; LIN *et al.*, 2014; VAN KEEKEN *et al.*, 2016).

A preocupação em torno das dores e possíveis lesões está diretamente relacionada com a capacidade de realizar as atividades cotidianas. Dependendo da lesão musculoesquelética, os usuários de cadeira de rodas manual podem ficar afastados das atividades diárias por longos períodos e isso acarreta diminuição do nível de atividade física. O afastamento das atividades torna-se preocupante, visto que níveis baixos de atividade física estão relacionados a diferentes doenças metabólicas e cardiovasculares, aumentando o risco de mortalidade (SUCHOMEL; NIMPHIUS; STONE, 2016).

Apesar da dependência da cadeira de rodas manual ser uma experiência traumática para muitas pessoas, o seu uso na locomoção pode ser o único meio de obterem independência e maior mobilidade no seu dia a dia. A mobilidade torna-se um importante componente de aptidão física, haja vista que permite ao cadeirante a execução das atividades cotidianas. Em outras palavras, dá autonomia para a realização das tarefas de autocuidado e das atividades instrumentais da vida diária que englobam tarefas mais complexas ligadas à participação social (DEL DUCA; SILVA; HALLAL, 2009; OLIVEIRA; GORETTI; PEREIRA, 2006). Além de

proporcionar mobilidade, uma cadeira de rodas manual apropriada traz benefícios para a saúde física e conseqüentemente melhora a qualidade de vida do usuário (FROST *et al.*, 2012), permitindo que o mesmo faça com mais facilidade e segurança as principais ações exigidas na locomoção de cadeira de roda (GIRONDA; CLARK; NEUGAARD, 2004).

No entanto, uma cadeira de rodas inadequada pode exigir que os usuários exerçam maior força muscular ou resultem em posições desajeitadas causando tensão desnecessária nos membros superiores. A combinação de movimentos repetitivos, aplicação de constante força muscular e grandes desvios posturais ou articulares podem resultar em problemas musculoesqueléticos, motivo de dores, que podem evoluir para lesões (KOEHLER, 2017). Segundo Van Drongelen *et al.* (2006) o maior problema ainda é em relação as pessoas não treinadas ou que estão em fase inicial de reabilitação, pois a inexperiência e o baixo nível de atividade física exige maior sobrecarga aos membros superiores.

Dessa forma, compreender as exigências mecânicas pelo uso contínuo da cadeira de rodas manual possibilita conhecer as sobrecargas geradas no dia a dia. Estudos nessa área são fundamentais, pois podem ser traçadas estratégias para minimizar possíveis lesões musculares que podem interferir no desempenho das tarefas diárias. Estudos mostram que comparadas a pessoas sem deficiência, pessoas com deficiência são três vezes mais propensas ao desenvolvimento de doenças cardíacas, acidente vascular encefálico (AVE), diabetes, alguns tipos de câncer (CDC, 2016). Além disso, dores e lesões musculoesqueléticas nos membros superiores são relatados por mais de 70% dos usuários de cadeira de rodas manual (VAN DRONGELEN *et al.*, 2005).

Uma importante publicação, realizada entre 2001 e 2003, do *President's Council on Physical Fitness and Sports* e Rimmer (2008), expôs dados do *Behavioral Risk Factor Surveillance System* (BRFSS), os quais mostraram que 22,4% das pessoas com deficiência eram inativas fisicamente comparadas a 17,8% das pessoas sem deficiência. Esses números apontam uma realidade ainda negativa para o engajamento dessas pessoas à prática de exercícios físicos.

No Brasil, dados de 2013 da Pesquisa Nacional de Saúde, realizada pelo Ministério da Saúde em parceria com o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE, 2015), mostraram que apenas 13,6% das pessoas com deficiência motora ou física são fisicamente ativas em comparação a 54% das pessoas sem deficiência. Entre as barreiras apontadas para essa baixa adesão à prática de exercícios físicos estão as dores musculares que, por consequência, dificultam a adesão a alguma prática de exercício físico (SERON; ARRUDA; GREGUOL, 2015).

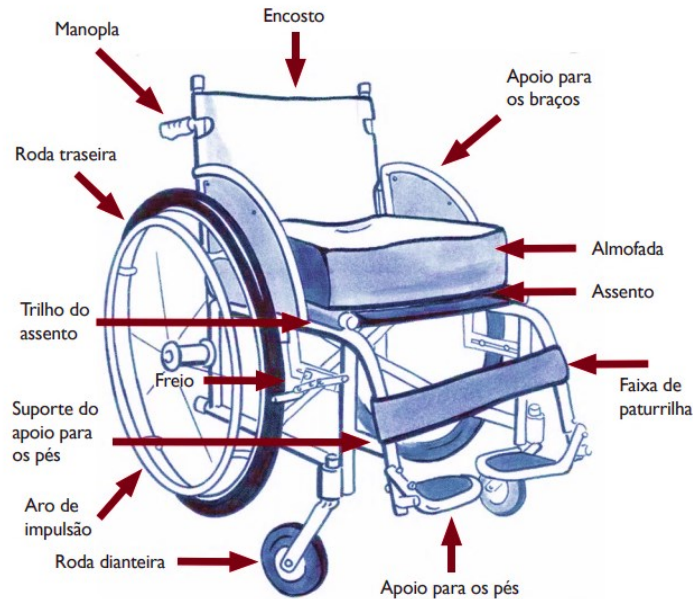
Nesse contexto, parece importante que profissionais da área da Educação Física sejam capazes de identificar, avaliar e traçar estratégias específicas para os cadeirantes, melhorando principalmente, a força muscular, flexibilidade e a capacidade aeróbia, para que as pessoas estejam preparadas fisicamente para suportar as demandas diárias e tolerar as cargas impostas pelos treinos físicos/desportivos sem quaisquer prejuízos.

## 2.2 INTERFACE ENTRE A CADEIRA DE RODAS MANUAL E O USUÁRIO

A cadeira de rodas é considerada um dos dispositivos assistivos mais utilizados que possibilita uma melhor mobilidade pessoal (MINISTERIO DA SAÚDE, 2015). A interface entre usuário e a cadeira de rodas pode determinar a eficiência na propulsão da cadeira de rodas. Bons ajustes podem otimizar e maximizar as habilidades funcionais do usuário. A geometria, o *design* e a interface da cadeira com o usuário, combinados com o bom condicionamento, boa capacidade física e considerando o tipo de deficiência, contribuem para a eficiência mecânica do movimento (SAGAWA JÚNIOR *et al.*, 2012).

Uma cadeira de rodas é equipada e ajustada de acordo com o tipo e nível de deficiência. Sendo assim, esses ajustes podem ser diferentes para cada pessoa, mas de modo geral, todas as cadeiras são compostas de encosto (a altura do encosto da cadeira de rodas deve levar em consideração o nível da lesão/estabilidade do tronco), assim como cintos ou faixas para estabilização do tronco, roda traseira, apoio para os braços, assento, almofadas, apoio para os pés, entre outros (FROST *et al.*, 2012) (Figura 1). No entanto, todos esses acessórios aumentam o peso da cadeira de rodas e conseqüentemente a demanda muscular dos membros superiores (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2015).

Figura 1 – Configuração de uma cadeira de rodas



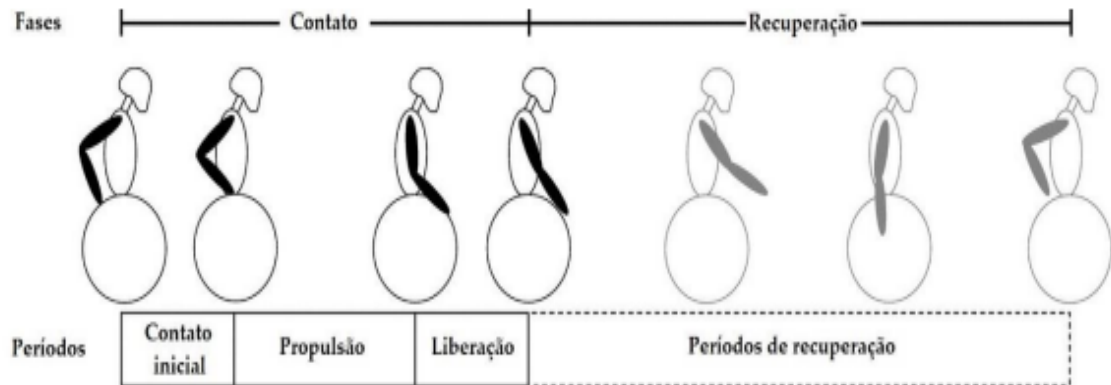
Fonte: Pacote de Treinamento em Serviços para Cadeiras de Rodas (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2015).

As cadeiras de rodas manuais vêm mudando com o passar do tempo e as mudanças no material têm forte impacto no design, massa, estabilidade e resistência da cadeira de rodas (VAN DER WOUDE; GROOT; JANSSEN, 2006). As cadeiras em aço são mais resistentes, porém apresentam peso elevado. As de alumínio garantem resistência e uma redução considerável do peso, porém com maior custo, e as de fibras de carbono são muito mais leves que as demais, porém são menos resistentes e possuem alto custo (ANTONELI *et al.*, 2003). Dependendo do tipo de ajuste e quantidade de acessórios necessários, a sobrecarga imposta aos membros superiores pode ser aumentada e, conseqüentemente, causar prejuízos aos seus usuários.

Uma cadeira de rodas adequada deve oferecer liberdade e eficiência mecânica propulsiva durante a locomoção. Entretanto, definir uma eficiência mecânica e determinar a técnica de propulsão ideal é algo complexo, pois dependerá da técnica preferida pelo usuário e das limitações impostas pela deficiência, mas geralmente, a propulsão da cadeira de rodas manual é bi-manual, com ações cíclicas dos membros superiores, uma vez que as mãos transferem torque muscular ao aro durante toda fase propulsiva (SILVA, 2017).

Exemplificando melhor, existem duas fases durante o ciclo propulsivo, a primeira fase envolve a aplicação de torque na borda ou arco do aro, e a segunda fase é a não propulsiva (fase de recuperação), em que as mãos deixam de ter contato com o arco do aro até que um novo ciclo se inicie (Figura 2) (HAMILL; KNUTZEN, 2012).

Figura 2 – Fases cíclicas da propulsão na cadeira de rodas.



Fonte: (KWARCIAK *et al.*, 2009)

Durante a recuperação as forças inerciais desaceleram a cadeira, fazendo com que o cadeirante tenha de aplicar força novamente para manter a mesma velocidade, isto é, o usuário deve sempre aplicar força sobre o aro para que se mantenha em movimento, por meio de energia cinética (SILVA, 2017; RICE *et al.*, 2011).

Durante a propulsão, o ombro é mantido a aproximadamente  $70^\circ$  de abdução. No início da fase propulsiva da cadeira de rodas manual, o ombro é estendido e rotado internamente e termina com o movimento dos ombros flexionados e rotacionados externamente já na fase de recuperação. O cotovelo, por sua vez, é flexionado durante a fase inicial de “empurrão”, iniciando em uma posição angular em torno de  $60^\circ$ , aumentando gradualmente até a extensão do cotovelo, ou seja, a mão assume inicialmente uma posição mais distante do solo e diminuindo posteriormente a flexão até atingir a distância mínima do solo próxima à fase de recuperação (DELLABIANCIA *et al.*, 2013; AMBROSIO *et al.*, 2005; MULROY *et al.*, 1996).

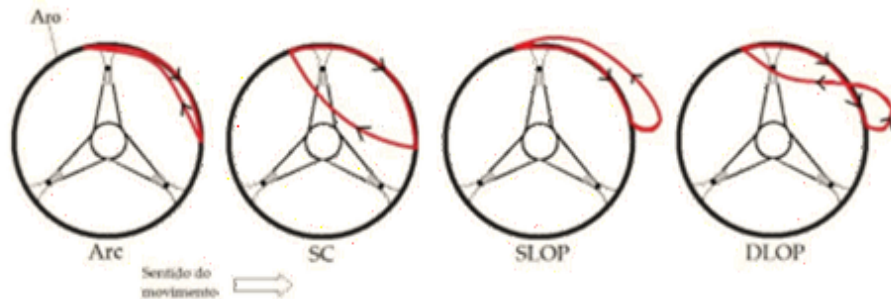
Os músculos deltoides anterior, peitoral maior e bíceps braquial atuam principalmente durante a fase de impulsão, tendo como início da contração ao final da fase de recuperação, com picos de carga em torno de 10% da fase inicial. Já o músculo tríceps braquial tem sua participação bastante modesta durante esta fase inicial, porém sua contribuição aumenta gradativamente até o momento da liberação da mão ao aro da cadeira de rodas (MULROY *et al.*, 1996).

Ainda há grande dificuldade em padronizar a técnica propulsiva, isso porque as pesquisas têm mostrado que existem diferentes técnicas propulsivas na cadeira de rodas manual e que se está longe de uma definição padrão (SANDERSON; SOMMER, 1985; SHIMADA *et al.*, 1998), diferentemente de outras modalidades esportivas como o ciclismo, na qual se

utilizam as técnicas de aprendizagem para o ensino, seja para o desempenho esportivo ou recreacional (ROSSATO *et al.*, 2008; COYLE *et al.*, 1991).

Estudos anteriores identificaram a existência de quatro técnicas propulsivas, sendo: *semicircular* (SC), *single loop over propulsion* (SLOP), *double loop over propulsion* (DLOP) e *arcing* (ARC) (Figura 3) (BONINGER *et al.*, 2002; SHIMADA *et al.*, 1998). As técnicas se diferenciam mais durante a fase de recuperação do que em relação à fase de contato da mão ao aro da cadeira de rodas, na fase propulsiva, nos quais a amplitude de contato é quase a mesma, independente da técnica. No entanto, na técnica SC, a trajetória da mão passa embaixo da parte superior do aro, realizando um trajeto semicircular durante a fase de recuperação até o novo contato com o aro. No SLOP, a mão na fase de recuperação passa sobre o aro e na DLOP, a mão também passa por cima do aro na fase de recuperação, mas em seguida cruza passando por embaixo durante o final da fase de recuperação. No entanto, na técnica do ARC, durante a fase propulsiva, a mão segue o trajeto do aro e da mesma forma ocorre a trajetória na fase de recuperação (BONINGER *et al.*, 2002).

Figura 3 – Diferentes técnicas utilizadas na propulsão da cadeira de rodas manual.



*Arcing* (ARC), *Semicircular* (SC), *Single looping over propulsion* (SLOP), e *double looping over propulsion* (DLOP).

Nota: As setas mostram a direção das mãos ao aro da cadeira de rodas manual.

Fonte: JAMES (2016).

Esses estudos foram importantes, pois mostraram as diferentes técnicas propulsivas e esses padrões, mostram como os membros superiores realizam o movimento. Essa especificidade de movimento pode promover diferentes adaptações morfológicas e musculares nos usuários de cadeira de rodas manual. Como resultado de anos de propulsão de cadeira de rodas manual, os cadeirantes tendem a ter os membros superiores bem desenvolvidos, porém com demasiada sobrecarga.

## 2.3 AVALIAÇÕES BIOMECÂNICAS

A biomecânica é a área de conhecimento na qual são identificados parâmetros mecânicos ou morfológicos capazes de influenciar tanto programas voltados para à saúde, quanto para o treinamento esportivo (AMADIO; SERRÃO, 2011). Os princípios da biomecânica são aplicados por profissionais de diversas áreas para resolver problemas relacionados ao aparelho locomotor. Para as avaliações biomecânicas podem ser adotados alguns instrumentos como métodos de medida. Neste tópico, serão discutidas a importância das avaliações da arquitetura muscular (NELSON; DEWALD; MURRAY, 2016; NELSON; MURRAY; DEWALD, 2018) e de torque muscular (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001; RIBEIRO NETO *et al.*, 2017).

### 2.3.1 Adaptações morfológicas

A arquitetura muscular nada mais é que a composição do arranjo das fibras musculares. É um importante parâmetro funcional para a análise mecânica da unidade musculotendínea. Essa organização de fibras musculares é representada pela quantidade, tamanho e orientação das fibras em relação à linha de geração de força (LIEBER; FRIDEN, 2000; LIEBER; WARD, 2011).

A morfologia muscular determina e influencia as características funcionais de um músculo e, conseqüentemente, a capacidade de produção de torque e a velocidade da contração muscular (ZAJAC, 1989; LIEBER; FRIDEN, 2000). Os músculos são formados tanto por fibras longas e paralelas, quanto por fibras em menores comprimentos e penadas. As fibras longas apresentam maior número de sarcômeros em série, proporcionando ao músculo elevada velocidade de contração, os denominados músculos fusiformes. Fibras com menores comprimentos formam ângulos de penação e são chamadas de músculos penados ou multipenados. Esses músculos apresentam maior quantidade de sarcômeros em paralelo, sendo por esse motivo grandes produtores de força muscular (HALL, 2017).

Assim, a fibra muscular responde aos estímulos recebidos contraindo-se e gerando força. Isso acontece segundo a teoria das pontes cruzadas de Huxley e Hanson (1954), sugerindo que a contração muscular só é possível pelo deslizamento dos filamentos de actina e miosina. Esses filamentos estão localizados ao longo de toda fibra muscular, estabelecendo os ciclos de acoplamento-desacoplamento causando o encurtamento e o alongamento muscular (HUXLEY, 1957).



A produção de torque muscular ocorre pela ação dos componentes contráteis e não contráteis no músculo. Definem-se estruturas contráteis os filamentos de actina e miosina e os não contráteis as estruturas passivas (titina) (GORDON; HUXLEY; JULIAN, 1966). A produção de torque, no entanto, pode ser afetada pela presença de inflamações, edemas, danos musculares e infiltração de gordura (TICINESI *et al.*, 2017). O tipo de fibra também influenciará a ação muscular, fibras do tipo I são consideradas lentas e com capacidade de produção de torque menor, porém são muito mais resistentes, por outro lado, as fibras tipo II são mais fortes e rápidas e menos resistentes (HALL, 2017).

Independentemente de ser um músculo com características de velocidade ou força, o torque produzido por um músculo ou grupo muscular pode ser mensurada pelo conjunto de arranjos das fibras, uma vez que é possível avaliar o comprimento do fascículo, o ângulo de penação, a espessura muscular, área de secção transversa anatômica e fisiológica. Todos esses parâmetros morfológicos estão associados à capacidade de um músculo gerar força (LIEBER; WARD, 2011).

O músculo esquelético é um tecido dinâmico com capacidade de adaptação devido às demandas funcionais. Essa adaptação ocorre em decorrência da atividade neuromuscular que é resultado da combinação entre a atividade elétrica produzida no músculo pelo sistema nervoso central e a carga externa aplicada pelo músculo, e essa interação de propriedades bioquímicas e funcionais resultam na morfologia muscular (FRASSON; VAZ, 2000).

Para avaliar essas medidas morfológicas, inicialmente utilizava-se a biópsia, a ressonância magnética ou a tomografia computadorizada. No entanto, com o passar dos anos, observou-se que a ultrassonografia poderia ser uma ferramenta alternativa para a avaliação da arquitetura muscular. Essa técnica ganhou destaque por ser não invasiva, de baixo custo, de fácil aplicabilidade, por não emitir radiação e poder ser aplicada fora do ambiente laboratorial (ABE; LOENNEKE; THIEBAUD, 2015).

O conhecimento do avaliador, com as técnicas de medida do ultrassom e o ajuste dos parâmetros (padronização das configurações) durante a avaliação são fundamentais para a melhor aquisição das imagens. A maioria das medidas é obtida no plano anatômico transversal (área de secção transversa, espessura muscular, ecointensidade, gordura subcutânea e espessura da pele) e no plano anatômico longitudinal (o comprimento do fascículo e ângulo de penação) (SILVA *et al.*, 2018).

Por mais que a espessura e a ecointensidade estejam relacionadas com a produção de torque, elas impactam de forma diferente as mudanças na arquitetura muscular (SILVA, 2018). A espessura muscular tem sido estudada com a intenção de avaliar as adaptações morfológicas

ao longo do tempo em resposta aos diferentes estímulos recebidos. Essa é uma variável diretamente relacionada a quantidade de força produzida por um músculo ou grupos musculares (ABE *et al.*, 1997; MIYATANI *et al.*, 2004). Por outro lado, a ecointensidade é utilizada para avaliar a quantidade de infiltração de gordura e tecido fibrosos dentro do músculo. Aumentos de infiltrações desses tecidos estão correlacionados com maiores escalas da ecointensidade, ou seja, quanto maior for essa infiltração menor a qualidade muscular (PILLEN *et al.*, 2009). Para determinar essa quantidade de infiltração, é utilizada uma escala que varia entre zero e 255, sendo zero melhor qualidade muscular e 255 pior qualidade muscular (ARTS *et al.*, 2010).

Avaliações dessa natureza trazem informações de alterações fisiológicas e/ou patologias advindas de distrofias ou atrofia relacionadas a algumas deficiências, que podem diminuir a espessura muscular, como por exemplo, dos membros inferiores de pessoas com lesão medular (MAURITS *et al.*, 2004). Dano muscular em decorrência de exercícios físicos ou mesmo lesão podem ser observados por meio da ecointensidade, haja vistas as mudanças da tonalidade muscular (RADAELLI *et al.*, 2012).

Estudos com base em avaliações de arquitetura muscular, por meio da ultrassonografia, são importantes para que se possa entender a adaptação muscular em decorrência do estímulo recebido. A partir dessas medidas é possível acompanhar as mudanças ocorridas após treinamento esportivo (NAKAMURA *et al.*, 2012), períodos de desuso muscular (MAARTEN *et al.*, 2008), envelhecimento (FUKUMOTO *et al.*, 2012), deficiência física (IRWIN; WOLFF, 2014) ou alguma alteração causada por doenças que possa alterar a estrutura morfológica do músculo (NELSON; MURRAY; DEWALD, 2018).

Essa capacidade adaptativa muscular é observada nos mais diferentes estudos. Avaliar a arquitetura muscular em decorrência do envelhecimento, por exemplo, é muito importante, pois pode-se observar que os idosos apresentavam diminuição da espessura muscular, do ângulo de penação e conseqüentemente menor área de secção transversa fisiológica (TICINESI *et al.*, 2017). Em estudos avaliando desuso ou imobilização também foram observadas perdas substanciais de massa muscular, mesmo em indivíduos jovens saudáveis (WALL *et al.*, 2014).

Similarmente, um estudo em ambiente hospitalar mostrou que mesmo curtos períodos de internações, em uma Unidade de Terapia Intensiva (UTI), causaram perdas de massa muscular significativa nas pessoas acamadas (SILVA *et al.*, 2018). O uso da ultrassonografia permite, uma vez que não submete as pessoas a estresse físico, avaliar possíveis perdas nessas condições, permitindo iniciar um programa de reabilitação precoce a fim de diminuir as perdas de massa muscular. Esse dado é importante, uma vez que, a fraqueza muscular é um

preditor de morbidade e mortalidade e de incapacidades funcionais durante períodos de internações e mesmo após a alta hospitalar (STEVENS *et al.*, 2009).

A técnica da ultrassonografia para avaliar a espessura muscular em usuários de cadeira de rodas ainda é pouco explorada. Porém Calmels *et al.* (1992) utilizaram a tomografia computadorizada para avaliar a área de secção transversa dos flexores e extensores do cotovelo em atletas de basquetebol em cadeira de rodas e comparou com pessoas sem deficiência. Como resultados foi observado um aumento da espessura muscular nas pessoas com paraplegia em relação aos não cadeirantes.

Contudo, informações referentes a adaptações morfológicas nos flexores e extensores dos cotovelos foram pouco exploradas. Avaliar esses parâmetros vai ampliar a gama de informações específicas dessa musculatura para essa população. Dado esse conhecimento, valores de referência vão possibilitar conhecer as possíveis adaptações em decorrência das atividades tão particulares do membro superior dessa população.

O complexo articular do cotovelo é muito importante do ponto de vista funcional. A sua funcionalidade articular permite a realização de diversas tarefas simples, porém fundamentais no dia a dia, como alimentação, higiene pessoal, assim como esportivas, para arremessos ou lançamentos e na locomoção, tratando-se de pessoas que usam cadeira de rodas (NEUMANN, 2018).

Estudos exploratórios primeiramente poderiam trazer informações básicas sobre as principais adaptações musculares em nível estrutural para uma melhor compreensão desse fenômeno e para que futuramente tenha-se um ponto de partida para as avaliações e intervenções mais adequadas e efetivas. Em cadeirantes, as influências da demanda muscular na articulação do cotovelo podem modificar esses parâmetros e apresentar uma característica diferente das pessoas que não usam cadeira de rodas manual, assim estudos são importantes a fim de entender se tais modificações morfológicas existem.

### **2.3.2 Adaptações musculares dos flexores e extensores do cotovelo**

A articulação do cotovelo é composta por músculos responsáveis pela flexão, como o bíceps braquial, braquial e braquiorradial e pelos extensores, compostos principalmente pelo tríceps, com participação do ancôneo. Para avaliação dessa articulação deve ser considerada a posição do antebraço, principalmente quando se trata de pessoas que usam a cadeira de rodas manual, haja vista que para gerar o movimento propulsivo durante a locomoção (tarefa mais

repetitiva), o antebraço está em posição neutra e isso significa que o braquiorradial vai contribuir de forma significativa no torque resultante (HALL, 2017).

Apesar do cotovelo não ser uma articulação considerada de sustentação de carga, durante as tarefas diárias ele suporta demasiada sobrecarga e essa exigência é maior para os cadeirantes (NEUMANN, 2018). Jazrawi *et al.* (2012) mostraram que para população não cadeirante as cargas de compressão sobre os cotovelos chegam a 300 N, ou seja a 30,5 kg durante atividades simples como se alimentar e vestir roupas e essa sobrecarga pode chegar a 1.700 N (173 kg) quando o corpo é apoiado sobre os braços.

Essa informação é importante, haja vista que cargas de sustentações são uma das exigências diárias sofridas pelos usuários de cadeira de rodas, pelas transferências e suspensões, além de se alimentar, carregar objetos, puxar, alcançar objetos e impulsionar a cadeira de rodas manual durante a locomoção. Sendo assim, os músculos flexores e extensores do cotovelo precisam ter força suficiente para um bom desempenho muscular. Incapacidades nesses músculos diminuiriam significativamente a independência funcional dessa população (NEUMANN, 2018).

Dada a importância desse grupo muscular é necessário que se entenda sobre essa articulação. O arco de movimento articular do cotovelo varia de zero grau (extensão completa) a 150° de flexão, em pessoas sem patologias, porém o arco funcional varia entre 30° e 130° (CHAPLEAU *et al.*, 2011; SARDELLI; TASHJIAN; WILLIAMS, 2011). No entanto, parece que o arco funcional dos usuários de cadeira de rodas manual pode ser maior pois a extensão completa do cotovelo ocorre durante a final da propulsão, ou seja, de liberação das mãos durante a propulsão na cadeira de rodas (KWARCIAK *et al.*, 2009).

Por causa das particularidades entre as pessoas que usam cadeira de rodas, não se têm valores estabelecidos sobre qual grupo muscular produz mais ou menos torque muscular (RIBEIRO NETO *et al.*, 2018; PENTLAND; TWOMEY, 1994), ao contrário da população em geral, os quais os flexores do cotovelo são mais “fortes” que os extensores cerca de 70% (NEUMANN, 2018). No entanto parece que ao utilizar a cadeira de rodas manual ocorre uma maior ativação muscular dos extensores do cotovelo em relação aos flexores em diferentes tarefas realizadas na cadeira de rodas (SILVA *et al.*, 2017).

Além do mais, a capacidade de produção de torque máximo do músculo depende de sua posição angular ótima (comprimento muscular), quantidade de sarcômeros (série ou paralelo) e das características mecânicas do sistema de alavanca (KNAPIK *et al.*, 1983). A produção de torque máximo dos flexores e os extensores do cotovelo em contrações isométricas ocorrem em

torno de 90° de flexão (NEUMANN, 2018), porém essa relação torque-ângulo, a nosso conhecimento, ainda não foi explorada para os usuários de cadeira de rodas manual.

Um importante estudo de Knapik *et al.* (1983) que investigou o comportamento das curvas de torque-ângulo avaliou homens e mulheres sem deficiência, em diferentes protocolos, para entender essas relações nos flexores e extensores do cotovelo. Os resultados mostraram que para avaliações isométricas, os homens apresentaram torque máximo numa janela de 50° e 90° de amplitude nessa articulação e mulheres entre 90° e 110°, enquanto nos extensores os homens e mulheres apresentaram similares amplitudes (70° e 90°). Além do mais, o torque máximo produzido pelos grupos musculares aponta a magnitude da “força” máxima que um grupo muscular é capaz de produzir sobre o sistema musculoesquelético, sendo assim, o ponto principal de interesse em avaliar o torque é compreender as particularidades impostas pela demanda diária (KULING; ANDREWS; HAY, 1984).

Contudo, cada músculo tem sua ação em uma ou mais alavancas (ossos) para que seja possível realizar o movimento de um segmento corporal. Esses músculos têm origem e inserção em vários locais e com isso, cada músculo isoladamente produz um torque diferente ao redor do eixo articular (KNAPIK *et al.*, 1983). No entanto, durante o movimento humano, ocorre um somatório desses torques para cada grupo muscular (NEUMANN, 2018), que são dependentes do comprimento desses músculos e da posição articular (BALZOPoulos; BRODIE, 1989; HANSEN *et al.*, 2003), ou seja, a força gerada pelo torque dos grupos musculares, depende também do comprimento do músculo e de sua posição.

Essa relação foi descrita pela primeira vez por Gordon, Huxley e Julian em 1966, a partir de uma fibra isolada, ou seja, dado um comprimento da fibra, a mesma produz uma força “ótima”. Esses achados começavam a explicar os mecanismos, ainda não muito claros, sobre como poderia ocorrer a produção de força muscular “*in vivo*” (HERZOG, *et al.*, 1991).

Com base nessa premissa nos estudos posteriores investigaram essa relação “*in vivo*”, para entender em que comprimento muscular ocorre a ótima produção de torque. Dessa forma, pesquisadores começaram a investigar em que ângulo poderia ocorrer a máxima produção de torque tanto para membros inferiores, quanto superiores nas mais diferentes populações e específicas modalidades esportivas (FRASSON *et al.*, 2007; HERZOG *et al.*, 1991; LEEDHAM; DOWLING, 1995; PHILIPPOU *et al.*, 2004; CARPES *et al.*, 2012; BOUILLARD *et al.*, 2012; FOLLMER *et al.*, 2017).

Para identificação do torque e ângulo é comumente utilizado o dinamômetro isocinético, à medida que este instrumento fornece uma medida precisa, representativa, confiável, segura e não invasiva sendo considerado “padrão ouro” de desempenho muscular (TERRERI; GREVE;

AMATUZZI, 2001; CRAMER *et al.*, 2015). A partir de medidas de torque versus ângulo e torque versus velocidade é possível identificar assimetrias, desequilíbrios musculares, fadiga entre outros (DVIR, 2014).

Tais avaliações podem ser mensuradas em distintas contrações musculares, ou seja, a musculatura pode produzir torque por meio de contrações isométricas, isotônicas ou isocinéticas, máximas e submáximas, em diferentes grupos musculares, em todos os eixos articulares e numa grande amplitude de movimento (AQUINO *et al.*, 2007). No entanto, as avaliações mais utilizadas são as isométricas e isocinéticas (DVIR, 2014).

As contrações isométricas são avaliadas nas mais distintas posições angulares de uma articulação, enquanto nas contrações isocinéticas, são utilizadas diferentes velocidades angulares em graus por segundo ( $^{\circ}/s$ ). Essas velocidades variam entre  $30^{\circ}/seg$  e  $300^{\circ}/seg$  e são classificadas como lentas ( $<180^{\circ}/seg$ ), intermediárias ( $180^{\circ}/seg$ ) e rápidas ( $>180^{\circ}/seg$ ). Nessas contrações, é permitido que seja realizado movimento em toda amplitude articular e a resistência oferecida pelo aparelho pode variar conforme o torque muscular aplicado (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001). No entanto, existem evidências de que fatores como aquecimento muscular, treinamento prévio, posição e estabilização do sujeito, amplitude de movimento, tempo de intervalo entre as séries e incentivo verbal podem influenciar a magnitude dos resultados (TUNSTALL; MULLINEAUX; VERNON, 2005).

Nos usuários de cadeira de rodas manual, investigações sobre o equilíbrio muscular é importante, uma vez que desequilíbrio entre os grupos musculares estão altamente correlacionados com dores e lesões musculoesqueléticas. Essas alterações “anormais” entre agonista-antagonista ocasionam os desequilíbrios musculares (DVIR, 2014). Existe, portanto, uma proporção fisiológica de torque muscular entre agonista e antagonista para cada grupo muscular, para os flexores e extensores do cotovelo, esse percentual é de 100%, com um intervalo de 0,9 a 1, quando esses valores diferem indicam que há um desequilíbrio e ações devem ser realizadas a fim de diminuir essas diferenças (CALMELS; MINARE, 1995).

As razões de equilíbrio muscular de flexores e extensores do cotovelo em cadeirantes foram avaliadas, porém apenas em contrações concêntricas, na maioria em velocidades angulares de  $60^{\circ}/seg$  (KAUER *et al.*, 2006; MOON *et al.*, 2013; CALMELS *et al.*, 1992). Kotajarvi *et al.* (1992) avaliaram as razões de torque para o ombro, cotovelo e punho em 15 indivíduos com paraplegia e compararam com pessoas sem deficiência. Os autores observaram que apenas as razões de torque para supinação e pronação do punho diferiram entre os grupos.

Desequilíbrios entre agonista/antagonista na articulação do cotovelo, assim como nas demais articulações, tem sido associado a dores e lesões musculoesqueléticas (NUNES *et al.*,

2018; CALMELS *et al.*, 1992; MOON *et al.*, 2013). No entanto, a falta de estudos que confirmem esses valores normativos, como um intervalo aceitável, para articulação a articulação do cotovelo, torna difícil a interpretação dos resultados (MOON *et al.*, 2013). Além do mais, as razões de torque muscular diferem muito entre os estudos com cadeirantes (CALMELS *et al.*, 1992; RIBEIRO NETO *et al.*, 2018; KAUER *et al.*, 2006).

Assimetrias entre membros também são avaliações que trazem informações interessantes para usuários de cadeira de rodas manual, tendo em vista que podem afetar a qualidade de vida, uma vez que uma lesão muscular pode limitar os movimentos causando afastamento de todas as tarefas diárias (CALMELS *et al.*, 1992). Uma combinação equilibrada entre os membros precisa que a ação muscular desenvolvida e aplicada por um membro, em relação ao contralateral, seja similar, caso contrário, uma assimetria será observada (GOOSEY-TOLFREY *et al.*, 2018).

Moon *et al.* (2013) não observaram assimetria em jogadores de tênis em cadeirantes na articulação do cotovelo e a esses achados os autores associam esses resultados principalmente à propulsão bilateral usada durante a locomoção. Por outro lado, um estudo observou presença de assimetria durante tarefas de propulsão em usuários em cadeira de rodas, mesmo sem presença de dor ou lesão nos membros superiores. Dessa forma, os autores sugerem que os pesquisadores devem ter ciência de que a propulsão manual de cadeira de rodas é um ato assimétrico e que pode influenciar a interpretação quando analisados apenas um dos membros e assumir que ambos são similares (HURD *et al.*, 2008).

Pesquisas para esta população são muito importantes, haja vista que indivíduos que utilizam cadeira de rodas manual são um grupo muito heterogêneo apesar de realizarem tarefas diárias similares. Se olharmos apenas para o grupo de pessoas com lesão medular, vamos encontrar diferentes níveis de lesão. Pessoas com lesão medular alta, por exemplo, podem apresentar déficits de estabilização do tronco e essa perda de função de tronco pode afetar os valores de torque dos membros superiores (SISTO; DYSON-HUDSON, 2007).

Avaliações do desempenho muscular fornecem informações da capacidade de produção de torque de forma individualizada e precisa. Tendo conhecimento disso, os profissionais da área podem criar estratégias para escolher melhor os protocolos de avaliação, baseando-se na população em específico. Essas avaliações são importantes uma vez que são utilizadas para observar e acompanhar adaptações após intervenções com exercícios físicos, déficits musculares em decorrência de lesões e até fornecer informações para melhorar níveis de força muscular.

Tendo em vista a utilização da dinamometria isocinética e sua aplicabilidade para a comunidade científica e buscando compreender as adaptações musculares apontadas pela literatura em usuários de cadeira de rodas manual, serão apresentados, a seguir, de forma sucinta, estudos sobre a temática (Quadro 1).



Quadro 1 – Sínteses de alguns estudos com uso de dinamometria para avaliações de flexores e extensores do cotovelo em usuários de cadeira de rodas manual

ESTUDOS	OBJETIVO	SUJEITOS	PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO	AVALIAÇÃO ISOCINÉTICA	RESULTADOS
CALMELS <i>et al.</i> , (1992)	Avaliar torque e equilíbrio muscular dos Flex. e Ext. do cotovelo.	10 homens BCR 10 jogadores de basquetebol	Posição da mão supinada AM: não informada Ambos membros	CVM dos Flex./Ext. do cotovelo nas vel. (30°/seg, 60°/seg, 120°/seg e 150°/seg).	Pessoas com paraplegia apresentaram maior PT de Flex/Ext. que os não cadeirantes em ambos membros.
PENTLAND; TWOMEY (1994)	Efeito a longo prazo do uso da CRM no membro superior em pessoas com paraplegia.	52 homens com paraplegia 52 homens sem deficiência	Ambos membros	CVM dos Flex./Ext. do cotovelo nas vel. de 60°/seg e 120°/seg.	Os homens com paraplegia apresentaram mais força de extensores do cotovelo, do que os sem deficiência.
KOTAJARVI <i>et al.</i> , (2002)	Avaliar PT no membro superior e as razões agonista/antagonista em indivíduos com e sem paraplegia	15 homens com paraplegia e 15 indivíduos sem deficiência	Posição da mão: neutra Membro dominante	CVMI Flex/Ext de cotovelo no ângulo de 90°	Não houve diferença significativa entre os grupos para as razões agonista/antagonista e nem para PT isométrico a 90° de Flex./Ext.do cotovelo.
KAUER <i>et al.</i> , (2006)	Comparar a razão de torque dos músculos Flex./Ext. do cotovelo de jogadores de BCR	9 homens com deficiência física 9 homens sem deficiência	Posição da mão: neutra AM: 0° – 130° Membro direito	Avaliações do PT Con./Exc. nas vel. 60°/seg, 120°/seg, 180°/seg e 240°/seg dos Ext. e Flex. dos cotovelos.	Ocorreu uma adaptação funcional no grupo de jogadores de BCR, pois o torque Exc. dos Ext. foi maior do que no grupo sem deficiência na maioria das velocidades avaliadas.

Continua...

Continuação... Quadro 1 – Sínteses de alguns estudos com uso de dinamitria para avaliações de flexores e extensores do cotovelo em usuários de cadeira de rodas manual

ESTUDOS	OBJETIVO	SUJEITOS	PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO	AVALIAÇÃO ISOCINÉTICA	RESULTADOS
MOON <i>et al.</i> (2013)	Investigar as características do torque muscular do cotovelo em jogadores de tênis em CR	10 homens com paraplegia 1 amputado e 1 sem identificação	Posição neutra AM: 0° – 135° Ambos membros	Avaliações do PT nas vel. de 60°/seg e 180°/seg dos Ext. e Flex. dos cotovelos.	O cotovelo apresentou maiores valores de torque muscular para os Flex. em relação aos Ext. a 60°/seg e 180°seg <sup>1</sup> . Porém não houve desequilíbrio muscular entre membro dominante e não dominante.
DOST <i>et al.</i> (2014)	Comparar o efeito de exercícios resistidos e de <i>endurance</i> no membro superior	19 homens com LM	Posição neutra AM de 0° – 150° Ambos membros	PT e TW (CON) nas vel. 60°/seg e 180°/seg. para flexores e extensores do cotovelo.	Tanto o grupo de exercício resistido quanto o de <i>endurance</i> aumentaram significativamente o torque muscular.
RIBEIRO NETO <i>et al.</i> (2018)	Verificar e comparar torque muscular relativo e absoluto entre diferentes níveis de LM.	36 homens com LM 12 indivíduos sem deficiência.	Não informada posição antebraço. AM: 0° – 120° Membro dominante	PT isocinético de Flex/Ext. do cotovelo e na vel. de 60°/seg.	O PT relativo e absoluto é similar entre os grupos. Tetraplégicos tem PT menor que o GC. A extensão do cotovelo foi a variável que discriminou as pessoas com tetraplegia do GC.
RIBEIRO NETO <i>et al.</i> (2018)	Diferentes protocolos de familiarização (sessões e séries) e suas influências em um teste CVM	36 homens com LM.	Não informada posição antebraço. AM: 0° – 120° Membro dominante	CVM, em 3 dias com intervalos de 48 a 72 horas, nos Ext. e Flex. de cotovelo, adutores e Ext./ Flex. de ombro à 60°/seg.	Melhor protocolo foi o com uma sessão, de 2 séries submáximas, com 10 repetições antes da avaliação máxima.

Nota – Ext: extensores; Flex: flexores; °/seg: graus por segundo; BCR: basquete em cadeira de rodas; CR: cadeira de rodas; CON: concêntrico; EXC: excêntrico; LM: lesão medular; CVMI: contrações voluntárias máximas isométricas; CVM: contrações voluntárias máximas; GC: grupo controle; PT: pico de torque; AM: amplitude de movimento; TW: trabalho total; Vel.: velocidade; Em: empunhadura; >: maior

Nesta síntese de estudos pode ser observado que o uso do dinamômetro isocinético é utilizado principalmente em avaliações de equilíbrio muscular (MOON *et al.*, 2013; KAUER *et al.*, 2006; CALMELS *et al.*, 1992; RIBEIRO NETO *et al.*, 2018). No entanto as avaliações exploradas são em poucas velocidades angulares e em contrações musculares concêntricas. O público alvo é tanto de pessoas que praticam alguma modalidade esportiva, como de pessoas em reabilitação, haja vista a possibilidade de desequilíbrios musculares em decorrência da sobrecarga gerada.

Mesmo o torque isométrico sendo uma das avaliações mais utilizadas para a população em geral, é pouco explorada para esta população. Com isso, não foi possível identificar em qual ângulo articular as pessoas que usam cadeira de rodas produzem mais torque para utilizar em futuros estudos. Essas informações contribuiriam para o desenvolvimento da pesquisa na nossa área, com protocolos adequados de acordo com esta população com ângulos de referência para as pesquisas.

Os estudos de Kotajarvi *et al.* (2002) e Calmels *et al.* (1992), chamam a atenção, tendo em vista que os autores compararam o torque isométrica entre pessoas sem deficiência e pessoas com lesão medular em 90° de flexão de cotovelo, sem justificar o motivo da escolha desse ângulo. Acredita-se que a escolha tenha sido em virtude do grupo de pessoas sem deficiência, haja vista que o ângulo de 90° é comumente utilizado por ser um ângulo de ótima capacidade de produção de torque.

Sendo assim, Kotajarvi *et al.* (2002) concluem que não foram observadas diferenças significativas entre os grupos e então ao que tudo indica o uso da cadeira de rodas manual não promoveu adaptação, haja vista que os cadeirantes não apresentaram maior torque que o grupo não cadeirante. No entanto, são conclusões que devem ser consideradas em futuros estudos e pode ser esse o motivo pelo qual não se observam estudos com avaliações isométricas. Mesmo em protocolos mais utilizados, como nas avaliações das razões, diferentes desfechos são observados.

Em se tratando de pessoas com deficiência, este grupo é particularmente heterogêneo, parece impossível encontrar pessoas com mesma lesão medular ou nível de comprometimento ao observarmos as características demográficas dos estudos. Isso tudo vai contribuir para que mesmo estudos similares apresentem resultados muitas vezes distintos (KOTAJARVI *et al.*, 2002; MURPHY; WILSON; PRYOR, 1995; BEMBEN; CLOSEY; MASSEY, 1990). Metodologicamente a maioria dos estudos avaliou o torque muscular com o punho em pegada neutra, o que é importante, haja vista que o contato da mão ao aro para realizar a propulsão é realizado com essa posição.

Um dado preocupante observado foi de que as mulheres têm reduzida participação em estudos que envolvem avaliações biomecânicas. De acordo com Sagawa Júnior *et al.* (2012), as mulheres são as que mais apresentam dores musculoesqueléticas nos membros superiores devido ao elevado peso da cadeira de rodas (SAGAWA JÚNIOR *et al.*, 2012). Outro ponto a ser destacado, é que a literatura é escassa em relação a avaliações sobre efeito de treinamento em cadeirantes, diferente de estudos de pessoas sem deficiência. Por outro lado, é compreensível a ausência de uma literatura vasta sobre exercícios físicos e cadeirantes, tendo em vista poucos locais e programas de treinamento voltados para esta população e isso consequentemente afeta a produção científica.

As avaliações bilaterais são outro dado importante, pois apesar de ser um movimento cíclico e muitas vezes simétrico durante a propulsão na cadeira de rodas, pode ser que haja algum desequilíbrio entre membros ou mesmo entre grupos musculares. Poucos estudos avaliaram assimetrias entre os membros com uso da dinamometria para os usuários de cadeira de rodas. Os estudos ainda divergem em relação aos desequilíbrios musculares e níveis de torque produzidos pelos extensores e flexores do cotovelo.

Contudo são escassos os estudos com cadeirantes, na área da biomecânica, com uso de dinamometria isocinética na articulação do cotovelo. A maioria dos estudos avalia principalmente pessoas com lesão medular, o que implica em pontos de referência para essas pessoas excluindo as demais pessoas com deficiência que utilizam cadeira de rodas, além do mais, os estudos se concentram, na sua maioria, comparar pessoas sem deficiência com pessoas com lesão medular, o que pode não ser tão conclusivo.

Contudo vale destacar a ausência de avaliações biomecânicas de diferente natureza que podem ser exploradas. Ribeiro Neto *et al.* (2018) sugerem que futuros estudos explorem avaliações de torque em diferentes velocidades e tipos de contrações musculares (isométrica e excêntrica), investigar razões funcionais seriam importantes (KAUER *et al.*, 2006), além do mais investigar em qual posição angular é a capacidade máxima de produção de torque para essa população é fundamental.

No entanto, fica claro que mensurar parâmetros de desempenho muscular em indivíduos que utilizam cadeira de rodas manual permite a compreensão de uma série de informações. Tendo conhecimento das adaptações ocorridas pelas demandas diárias, e possível criar estratégias para desenvolver a capacidade física de forma adequada, sem expor as pessoas a maior sobrecarga o que pode levar a déficits musculares que levam ao desenvolvimento de dores e lesões.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 CARACTERÍSTICAS DA PESQUISA

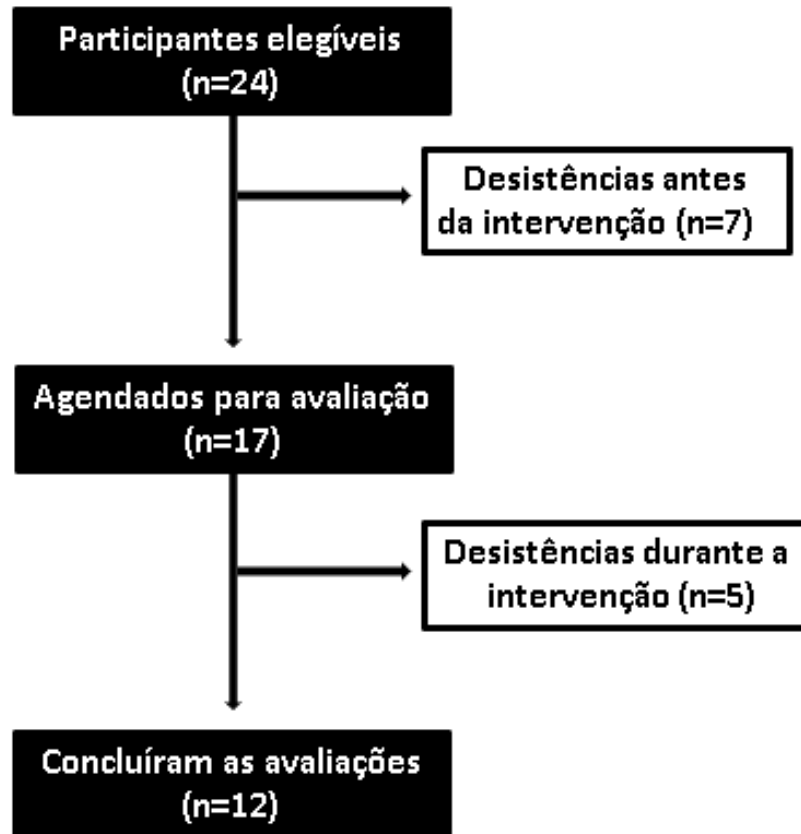
Esta pesquisa caracteriza-se como uma pesquisa aplicada, quantitativa, descritiva e empírica. De acordo com a classificação de Gil (1991), este estudo, quanto à sua natureza, caracteriza-se como uma pesquisa aplicada, pois tem como objetivo gerar conhecimentos para a aplicação prática, sendo direcionado a soluções de problemas que ocorrem na realidade. Quanto à abordagem do problema, é uma pesquisa quantitativa, que se refere a “uma explicação das causas, por meio de medidas objetivas, testando hipóteses, utilizando-se basicamente da estatística” (GONSALVES, 2007. p.69). Trata-se também de uma pesquisa empírica, descritiva do tipo inter-relação, onde os dados serão correlacionados para obtenção de uma compreensão mais profunda sobre o comportamento do fenômeno (SANTOS, 2011).

#### 3.2 PARTICIPANTES DA PESQUISA

Para o cálculo amostral foi utilizado o *software* (*G\*Power* 3.1 Düsseldorf, Alemanha). O poder do tamanho amostral foi a posteriori a partir de *ANOVA – Two way* de medidas repetidas, com tamanho de efeito (0.2),  $\alpha$ -valor de 0.05 e  $\beta$ -valor de 0,8 sendo determinado um tamanho amostral de 10 participantes. Participaram do estudo 12 usuários de cadeira de rodas manual, sendo 8 homens e 4 mulheres, com distintas deficiências, sendo: paraplégicos (n=6), tetraplégico (n=2), poliomielite (n=1), malformação congênita (n=1), mielomeningocele (n=1), osteogênese imperfeita (n=1), com idade média 37,  $\pm 11,4$  anos, estatura média de 161 $\pm$ 23,1 cm e massa corporal em média 65,1 $\pm$ 15,4 kg.

A seleção dos participantes do estudo foi de forma não probabilística (escolha de forma não aleatória) e intencional. O recrutamento deste grupo foi a partir dos Projetos de Extensão para pessoas com deficiência da UFSC, em contato com a Associação Florianopolitana de Deficientes Físicos (AFLODEF) e pela divulgação de folders em eventos para pessoas com deficiência. Na Figura 4, será apresentado o fluxograma com o número de participantes que foram elegíveis para o estudo, bem como as desistências no decorrer do período de avaliações e os sujeitos que concluíram o estudo.

Figura 4 – Fluxograma de participantes elegíveis, desistências e de conclusão do estudo.



Fonte: próprio autor

### 3.3 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO

Para participar do estudo, os participantes deveriam se encaixar nos seguintes critérios de inclusão: 1) ter mais de 18 anos de idade; 2) ter deficiência física com comprometimento dos membros inferiores; 3) ser usuário de cadeira de rodas manual por mais de um ano; 4) assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Foram excluídos da pesquisa os participantes que apresentassem: 1) lesão musculoesquelética nas articulações envolvidas com o estudo (dor intensa ou limitação do movimento); 2) restrição médica para realizar exercício físico; 3) desordem metabólica ou cardiovascular.

### 3.4 PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS

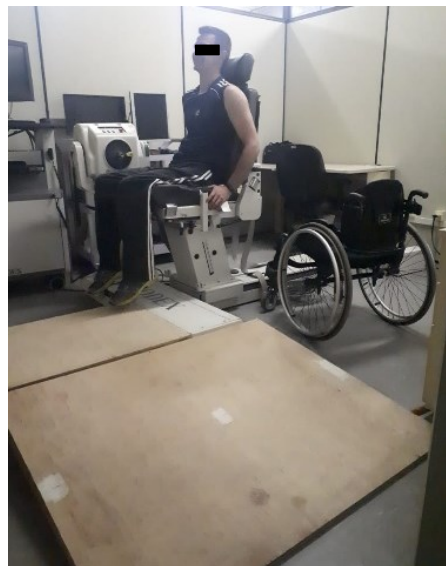
#### 3.4.1 Aspectos éticos

A presente pesquisa foi submetida ao Comitê de Ética em Pesquisa com Seres do Centro de Hematologia e Hemoterapia de Santa Catarina (HEMOSC), o qual foi aprovado sob o nº 15315219.0.0000.0121 (Anexo A).

### 3.4.2 Design do estudo

Após a aprovação do Comitê de Ética, deu-se início as avaliações dos participantes. A pesquisa foi realizada no Centro de Desportos da Universidade Federal de Santa Catarina, bloco V, no Laboratório de Biomecânica (BIOMEC) e no Laboratório de Esforço Físico (LAEF). O prédio apresenta acessibilidade, com rampas de acesso e elevador para a locomoção dos participantes, onde foram realizadas as coletas. Durante todas as avaliações, quando necessário, colaboradores da graduação e pós-graduação auxiliaram os participantes. Foi utilizada uma rampa de madeira e construída outra base de apoio para facilitar o acesso dos cadeirantes aos instrumentos de coleta, proporcionando aos avaliados o máximo de autonomia e acessibilidade durante todo o período de avaliações (Figura 5).

Figura 5 – Rampa e tablado para acessibilidade dos participantes aos instrumentos de avaliação.

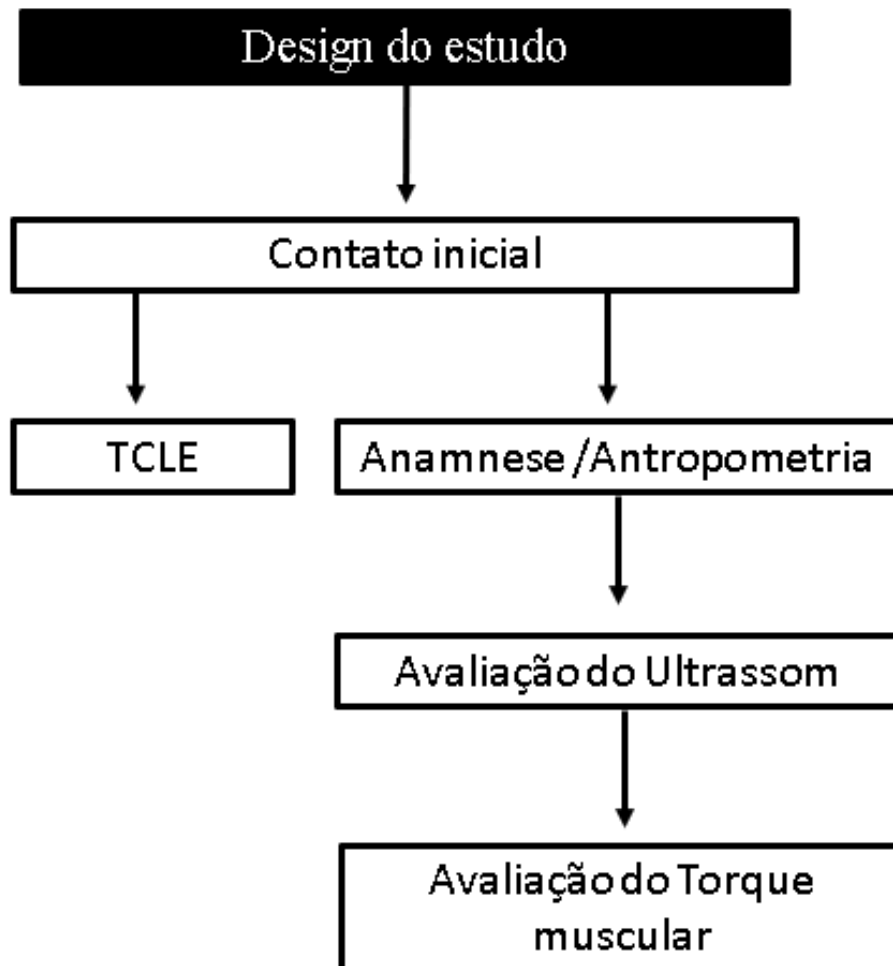


Fonte: autor (2019).

As avaliações de cada sujeito foram realizadas em único dia, totalizando cinco horas de avaliação. Após o contato inicial e o aceite para participar da pesquisa, as pessoas foram agendadas de acordo com sua disponibilidade. No primeiro momento, os participantes deveriam ler e confirmar a participação assinando o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE – A). Após, foi aplicada uma anamnese detalhada para caracterização dos

participantes do estudo e as avaliações das medidas antropométricas. Depois de 5 minutos de repouso, em decúbito dorsal em uma maca, os participantes foram submetidos às avaliações morfológicas por meio da ultrassonografia (*model LOGIC S7 Expert, General Electric, USA*) e, por fim, avaliado os parâmetros de torque muscular por meio do dinamômetro isocinético (*Biodex Medical Systems 4, Shirley, NY, EUA*) (Figura 6).

Figura 6 – Fluxograma do Design do estudo.



Fonte: autor (2019)

### 3.4.3 Instrumentos e procedimento de avaliação

A seguir serão apresentados os instrumentos e os procedimentos de avaliação adotados neste estudo, descritos detalhadamente.

#### 3.4.3.1 Anamnese - Caracterização dos participantes



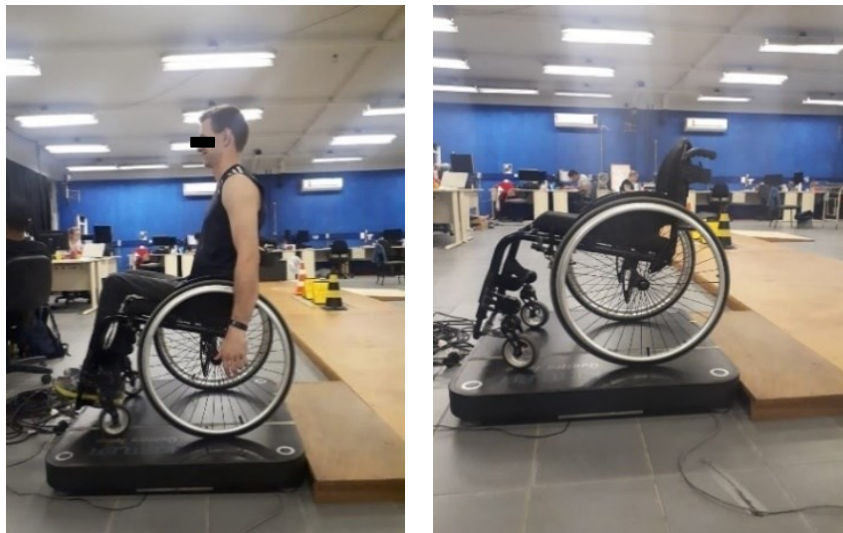
A anamnese teve por objetivo obter informações demográficas dos participantes do estudo. Pela caracterização dos participantes a obtenção acerca dos hábitos diários podem explicar melhor as demandas realizadas por essa população. A anamnese consistiu em perguntas abertas e fechadas que abordaram dados relacionadas a saúde, tipo de deficiência, tempo de uso em cadeira de rodas, dados pessoais, idade, sexo, entre outros (APÊNDICE B).

#### 3.4.3.2 Avaliação Antropométrica

Para avaliação antropométrica primeiramente foi utilizada a plataforma de força (Plataforma *Kistler Quattro Jump* tipo 2822A 1-1, calibrada de acordo com os fabricantes) para a avaliação da massa corporal. A plataforma possibilitou que o cadeirante fosse pesado na sua própria cadeira. Para a obtenção da massa corporal, a cadeira de rodas foi pesada sem a presença do avaliado e em seguida mensurada com o indivíduo sobre ela. Os participantes foram orientados a vestir roupas leves no momento desta avaliação, mantendo-se estáticos, com os braços ao lado do tronco, olhando para a frente.

Para a mensuração da massa corporal foi adotado o protocolo de Chen *et al.* (2011), no qual a massa corporal do participante foi calculada a partir da subtração da cadeira de rodas manual ao valor total considerando o peso da cadeira com o participante sobre ela. Considerou-se a estatura auto relatada, a fim de não causar constrangimento aos participantes (HATCHETT *et al.*, 2016) (Figura 7).

Figura 7 – Imagem representativa do protocolo de coleta da massa corporal.



Fonte: autor (2019)

### 3.4.3.3 Avaliação das medidas de ultrassonografia

As avaliações foram realizadas nos músculos flexores do cotovelo (bíceps braquial e braquiorradial) e extensores dos cotovelos (tríceps braquial -cabeça lateral), em ambos membros superiores, por meio de imagens modo B de ultrassonografia (modelo LOGIC S7 Expert, General Electric (GE Healthcare), USA).

Utilizou-se uma sonda linear de 50 mm (5 - 15 MHz linear *array*), levando em consideração uma profundidade de 70 mm, com frequência de amostragem de 8.0 MHz, ganho estabelecido em 59 e faixa dinâmica mantida em 69 dB, parâmetros definidos similarmente ao estudo de Matta *et al.* (2011). Após definido os parâmetros de imagem, os mesmos, foram mantidos igualmente para todos sujeitos. Um gel à base de água (Gel condutor incolor, RMC Gel Clínico Ltda) com quantidade suficiente foi utilizado para minimizar a compressão muscular com a cabeça do transdutor e melhorar a aquisição da imagem. A pressão de aplicação do probe à pele foi mínima a fim de não modificar as medidas analisadas (BLAZEVIK *et al.*, 2007).

Para a demarcação da localização anatômica dos músculos a serem avaliados os participantes ficaram sentados com os braços ao longo do corpo. Para bíceps braquial e tríceps braquial foi medido o comprimento do braço, considerando a distância entre o acrômio e o olécrano e demarcado 60%, medida já utilizada em estudos anteriores (MATTA *et al.*, 2011; RADAELLI *et al.*, 2011). No entanto, para o braquiorradial, o comprimento do antebraço foi obtido pela distância do olécrano ao processo estilóide do rádio e demarcado como maior área os 20% entre essa medida. A definição para esta medida partiu de um estudo piloto da própria pesquisadora, realizado com 33 participantes com e sem deficiência.

Durante a obtenção das imagens, os participantes permaneceram deitados em decúbito dorsal sobre uma maca, com o membro avaliado relaxado. O bíceps braquial foi mensurado com a mão em supinação, o braquiorradial com antebraço em posição neutra e o tríceps braquial com a mão em pronação e em 90° de flexão do cotovelo, com o antebraço sobre o abdômen.

Todas as avaliações iniciaram pelo membro direito e foi repetido o protocolo de avaliações para o lado esquerdo. Para restabelecer os fluidos corporais em resposta das atividades realizadas antes das avaliações, foi respeitado um período de repouso de cinco minutos (LOPEZ, PINTO e PINTO, 2019). Foram registradas três imagens transversais para cada músculo (bíceps braquial, braquiorradial e tríceps cabeça lateral) totalizando 252 imagens.

#### 3.4.3.4 Avaliações do torque muscular

Os parâmetros musculares dos flexores e extensores do cotovelo foram realizados a partir da mensuração do pico de torque em um dinamômetro isocinético no modo *Biofeedback* (Biodex System 4 - Biodex Medical, Shirley, NY). A calibração foi realizada de acordo com as instruções do fabricante e sincronizada com o Miotool 400 (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda., Porto Alegre, Brazil), de dois canais (torque e posição angular) com uma frequência de amostragem de 2000 Hz, sendo filtrados *off line* – filtro Butterworth passa baixa de quinta ordem, 0,01 Hz como frequência de corte.

Primeiramente, o motor do dinamômetro isocinético foi deixado em uma rotação de 15° e o participante foi posicionado com o quadril flexionado a 85° e em 45° de abdução do ombro, com o intuito de evitar movimentos compensatórios da articulação do ombro (CALMELS *et al.*, 1992). O braço de alavanca do dinamômetro foi ajustado de acordo com o tamanho do antebraço de cada participante para permitir o movimento de flexão e extensão total do cotovelo (KAUER *et al.*, 2006). Para a realização dos testes, os participantes foram estabilizados com auxílio de cintos colocados em volta do peito e quadril para evitar movimentos compensatórios. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado ao epicôndilo lateral do úmero e o antebraço permaneceu em posição neutra durante todos os procedimentos de coleta (MURRAY; DELP; BUCHANAN, 1995).

O protocolo de avaliação foi composto por um procedimento de aquecimento que consistiu em duas séries de flexão e extensão do cotovelo com 10 repetições concêntricas submáximas a 120°/seg, com dois minutos de intervalo entre as séries. Antecedendo cada etapa da coleta de obtenção do torque, foi realizada uma série de familiarização para a compreensão das contrações isométricas e posteriormente concêntricas e excêntricas para melhor compreensão do movimento, por meio de tentativas máximas e submáximas até o completo entendimento do participante. Todas as avaliações foram realizadas bilateralmente, dessa forma os ângulos selecionados, bem como os membros dominante e não dominante.

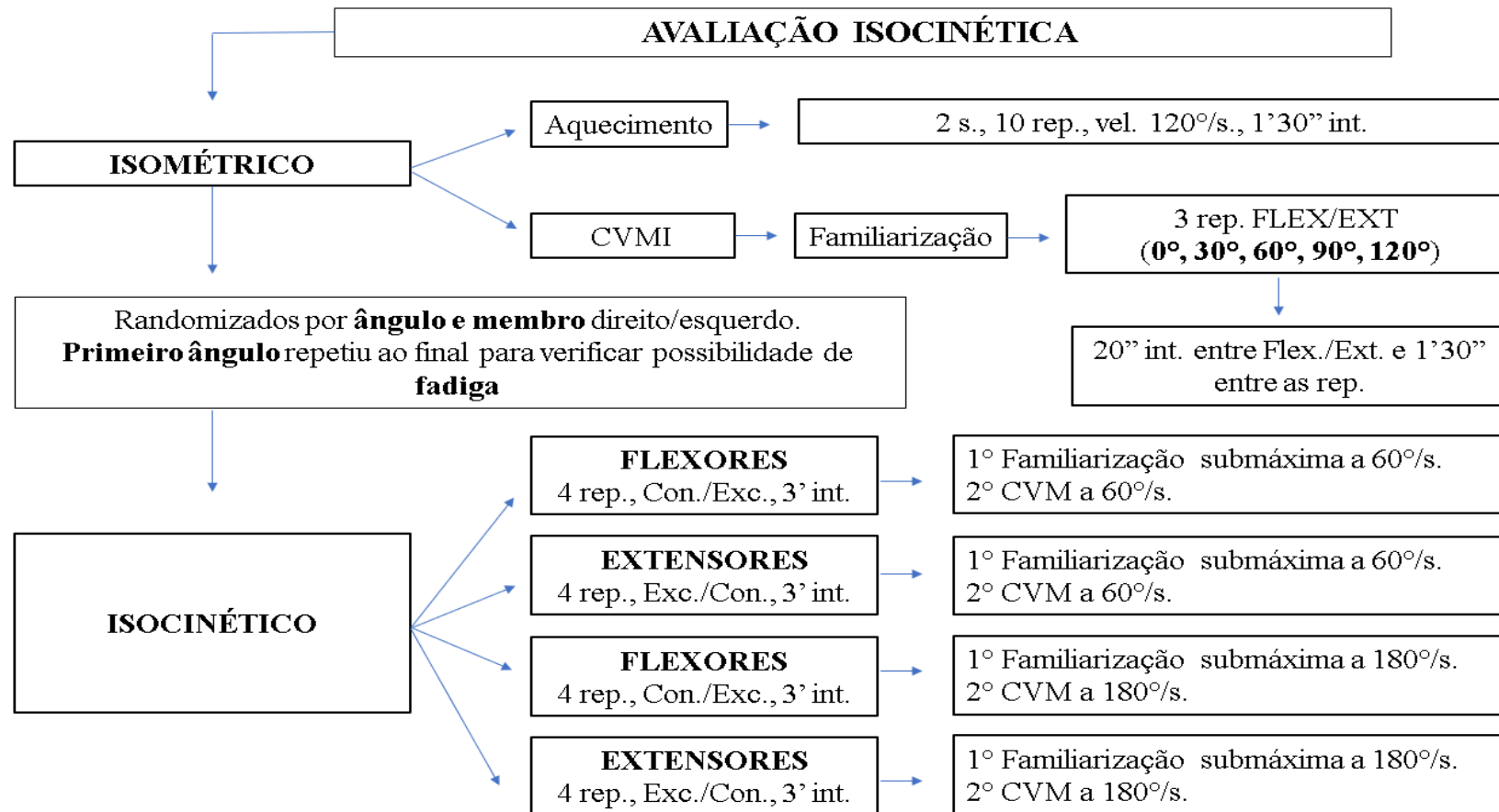
Após a familiarização, foram realizadas três séries de contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) nos ângulos de 0°, 30°, 60°, 90°, 120° (considerando zero grau extensão total), tanto para flexores como para os extensores do cotovelo; e esses ângulos foram randomizados. Os participantes foram instruídos a contrair a musculatura flexora e extensora do cotovelo o “mais rápido e forte possível” (AAGAARD *et al.*, 2002) durante todo o protocolo de avaliação com incentivo verbal durante toda avaliação pelos avaliadores.

Para as CVMI dos flexores do cotovelo, os participantes foram instruídos a contrair a musculatura por cinco segundos, relaxando posteriormente por 20 segundos (período de recuperação), para que uma nova CVMI de cinco segundos para extensão do cotovelo fosse realizada na mesma posição angular. Exemplificando, em cada ângulo, o participante realizava uma CVMI para flexão, seguida de repouso e mais uma CVMI para extensão, após cada série foi respeitado um minuto e trinta segundos de repouso entre as séries, a fim de evitar possíveis efeitos de fadiga até que o último ângulo estipulado fosse finalizado.

Após o término das CVMI e depois de cinco minutos de intervalo, foram realizadas as avaliações dinâmicas (concêntricas e excêntricas) para os flexores e extensores do cotovelo, nas velocidades angulares de  $60^\circ/\text{seg}$  e  $180^\circ/\text{seg}$ . A escolha de avaliar  $180^\circ/\text{seg}$ , levou em consideração o estudo de Calmels *et al.* (1992), os quais os autores sugerem o uso de maiores velocidades representam melhor o movimento dos membros superiores durante a locomoção.

Para esses testes, foram realizadas uma série de quatro repetições de contração voluntária submáximas para a compreensão da execução do movimento e das contrações (principalmente excêntrica) para os flexores e extensores do cotovelo. Foi considerada uma amplitude de movimento de  $0^\circ$  a  $120^\circ$ . Posteriormente, foram realizadas as contrações voluntárias máximas com uma série de quatro repetições de torque concêntrico seguido do torque excêntrico para os flexores do cotovelo a  $60^\circ/\text{seg}$ . Depois de três minutos de intervalo, o mesmo protocolo foi realizado para os extensores do cotovelo, porém iniciando com o torque excêntrico seguido do torque concêntrico. Todas as avaliações iniciaram em zero grau (extensão total do cotovelo). Após o término das avaliações a  $60^\circ/\text{seg}$ , o mesmo protocolo foi repetido para a velocidade angular de  $180^\circ/\text{seg}$  (Figura 8).

Figura 8 – Fluxograma referente ao protocolo de avaliações do torque muscular dos flexores e extensores do cotovelo.

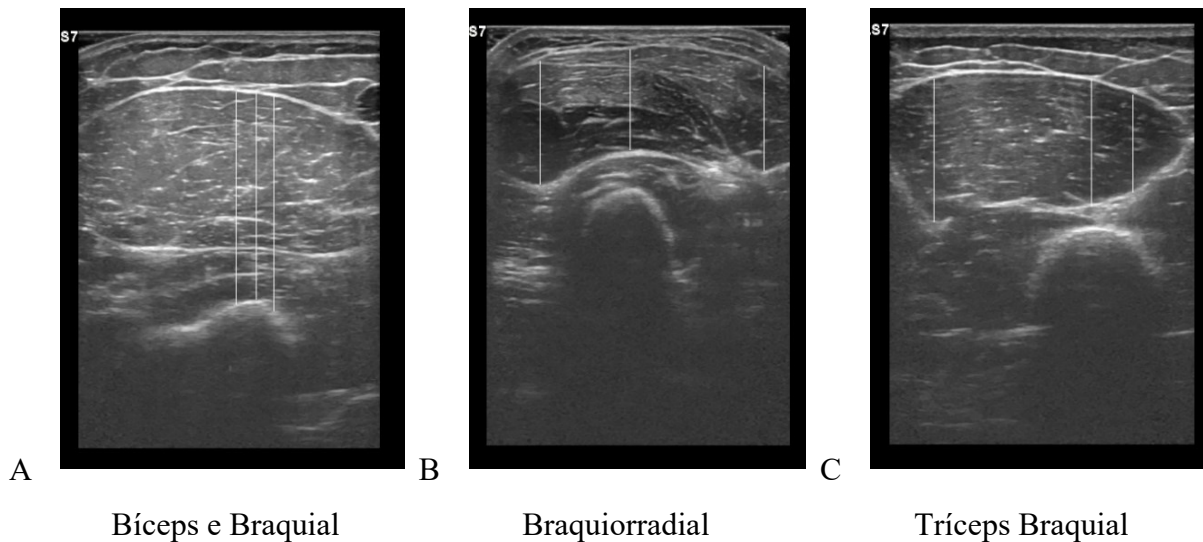


Nota – s: séries; rep: repetições; int: intervalo; vel: velocidade; °/s: graus por segundo; FLEX: flexores; EXT: extensores; Con: concêntrico; Exc: excêntrico; CVMI: contração voluntária máxima isométrica; CVM: contração voluntária máxima

### 3.5 TRATAMENTO DOS DADOS

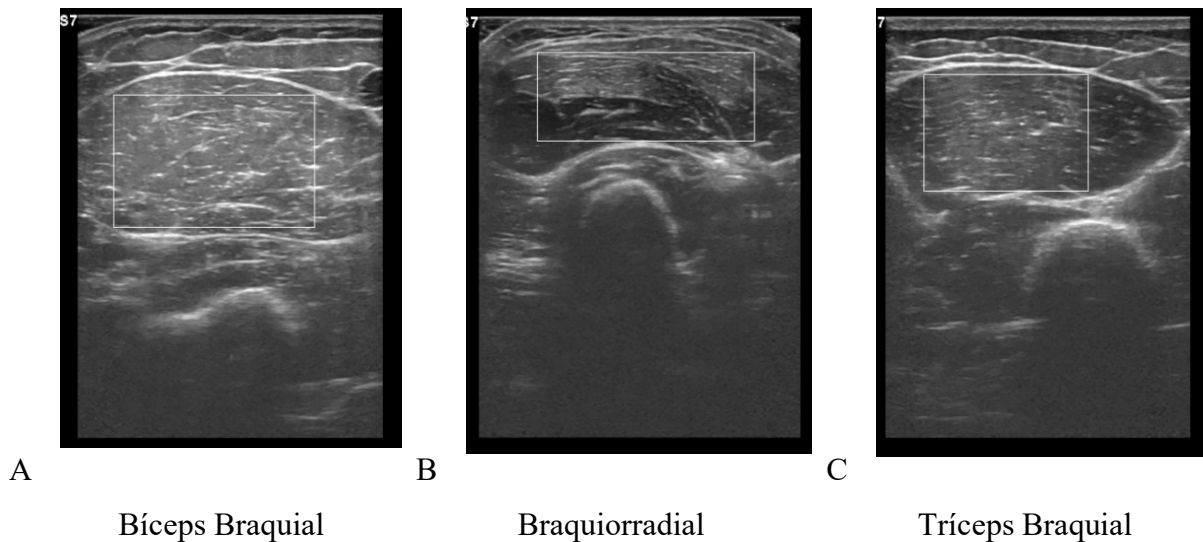
As imagens do ultrassom foram analisadas pelo software *Image J* (Instituto Nacional de Saúde, Bethesda, MD, EUA), após a calibração do software em 504 imagens. Para a espessura muscular foi considerado a distância (cm) entre a aponeurose superior até o osso para os músculos bíceps braquial e tríceps (ARTS *et al.*, 2010; MATTA *et al.*, 2011) e para o músculo braquiorradial a distância (cm) entre a aponeurose superior e inferior. Para estas medidas foram selecionados três locais de referência específicos e calculada a média desses três locais para cada imagem totalizando 252 imagens (Figura 9).

Figura 9 – Imagens representativas da análise realizada para obtenção das medidas de espessura muscular no *Image J*



Entretanto para a análise da ecointensidade foi mensurada considerando a maior área do músculo por meio de uma demarcação evitando incluir ossos e fâscias para todos os músculos (LANFERDINI *et al.*, 2019; ARTS *et al.*, 2010). Para cada imagem de qualidade muscular foi realizada a média das três imagens coletas para cada músculo, totalizando 252 imagens (Figura 10).

Figura 10 – Imagens representativas da análise realizada para obtenção dos valores de eointensidade no *Image J*.



Para o torque muscular dos flexores e extensores do cotovelo, os dados foram exportados do *Miotool 400* (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda., Porto Alegre, Brazil), de dois canais (torque e posição) com uma frequência de amostragem de 2000 Hz, sendo filtrados *off line* – filtro *Butterworth* passa baixa de quinta ordem, 0,01 Hz como frequência de corte. Os dados foram analisados por uma rotina matemática desenvolvida, utilizando a linguagem “*open source*” Python versão 3.

A escolha do pico de torque para as CVMI foi a partir do maior pico obtido dentre as três curvas avaliadas em cada ângulo, tanto para os flexores quanto os extensores do cotovelo. Para as avaliações isocinéticas foi escolhido o pico de torque máximo das três melhores curvas e feito a média. Para a correção da gravidade, foi descontado ou somado o valor do membro por uma rotina matemática para cada ângulo analisado. Os valores de torque muscular foram normalizados pela massa corporal ( $\text{Nm.kg}^{-1}$ ) de cada participante.

As razões de equilíbrio muscular foram geradas pela seguinte razão: pico de torque relativo concêntrico dos extensores/flexores (CALMELS *et al.*, 1992; RIBEIRO NETO *et al.*, 2018) e pico de torque relativo excêntrico dos flexores/concêntrico dos extensores (KAUER *et al.*, 2006), ambas razões funcionais e convencionais foram realizadas em 60°/seg e 180°/seg. O índice de assimetria (IA%) foi analisado levando em consideração a equação 1 de Chavet *et al.* (1997), que considera a proporção entre a diferença de torque máximo do membro dominante (MD) pelo membro não dominante (MND). Essa equação fornece a magnitude e a direção da assimetria, ou seja, em caso de valores negativos significa que o MND é o membro assimétrico.

O percentual de simetria considerado nesse estudo foi  $\geq 10\%$ , baseado no estudo de Carpes *et al.* (2012).

$$IA\% = \left( \frac{MD - MND}{MD} \right) * 100 \text{ Equação 1}$$

Sendo: AI índice de assimetria considerando a razão entre os valores de torque máximo para o membro dominante (MD) e não dominante (MND).

### 3.6 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

O teste Shapiro-Wilk foi usado para testar a normalidade dos dados, quando esta não foi assumida, os dados foram calculados através da transformação logarítmica (*Lg10*). A análise de variância de duas vias com medidas repetidas (*ANOVA – Two Way*) foi utilizada para comparar diferenças (membro e ângulos). Em caso de diferenças significativas, foi utilizado o teste de *post-hoc* de *Bonferroni*. Para os demais parâmetros avaliados, foi usado o *Test- t Student* para medidas independentes. Foi usada a estatística descritiva (média e desvio padrão) para descrever todas as variáveis. O tamanho de efeito foi utilizado a partir da escala de Cohen (1992) para todas as variáveis biomecânicas do estudo. Para o tratamento estatístico utilizou-se o programa *Statistical Package for Social Sciences 23.0*, com nível de significância de 0,05. Os gráficos foram elaborados usando *GraphPad Prism (version 4.00, GraphPad Software Inc., USA)*.



## 4 RESULTADOS

As características demográficas individuais dos participantes são apresentadas na tabela 1. Observa-se que a maioria é composta por homens (n=8), enquanto as mulheres são minoria (n=4). Em relação à idade dos participantes, a média foi de 37,00 ( $\pm 11,44$ ) anos, estatura 161 ( $\pm 23,15$ ) cm e massa corporal 65,18 ( $\pm 15,43$ ) kg. Em relação aos tipos de deficiência, fizeram parte do estudo pessoas com tetraplegia (n=1), paraplegia (n=7), mielomeningoceli (n=1), poliomielite (n=1), má formação congênita (n=1) e osteogênese (n=1). Do total, cinco tem lesão completa e sete incompleta e a maioria dos participantes relataram sentir dores musculoesqueléticas nos membros superiores (n=11).

Tabela 1 – Dados de caracterização demográfica dos usuários de cadeira de rodas com média/desvio padrão e intervalo de confiança.

Participantes	Sexo	Idade (anos)	Estatura (cm)	Massa Corporal (kg)	Deficiência	Nível de lesão	Tipologia da deficiência	Dores musculares
1	F	30	161	45,1	Paraplegia	T7	Completa	Escápula
2	M	41	175	77,3	Tetraplegia	C7	Incompleta	Cotovelo/Ombro
3	F	53	167	48,9	Paraplegia	T8	Completa	Punhos
4	M	27	169	59,0	Paraplegia	T3-T4	Completa	Ombro
5	M	26	157	70,7	Osteogenesis	MI	Incompleta	Ombro
6	M	41	171	74,7	Paraplegia	T12	Completa	Quadril
7	M	59	166	76,5	Paraplegia	T12	Incompleta	Cotovelo/Ombro
8	M	43	186	89,6	Paraplegia	T12	Incompleta	Ombro
9	M	32	187	74,9	Paraplegia	C7-T8	Completa	Não
10	M	45	165	73,2	Poliomielite	MI	Incompleta	Cotovelo/ Ombro
11	F	28	100	34,5	Má formação Congênita	MI	Incompleta	Punho/Cotovelo/ Ombro
12	F	19	130	57,5	Mielomeningoceli	MI	Incompleta	Ombro
n=12	---	37±11,4 (19 – 59)	161±23,1 (100 – 187)	65,1±15,4 (34,5 – 89,6)	---	---	---	---

Os dados individuais de caracterização dos participantes quanto ao uso da cadeira de rodas, podem ser observadas na Tabela 2. Os sujeitos fazem uso da cadeira de rodas manual há 15,8 ( $\pm 7,3$ ) anos, sendo que a cadeira utilizada atualmente em média tem 14,1( $\pm 3,4$ ) kg. Durante as tarefas diárias, as transferências são as tarefas mais realizadas por essa população: 12,6 ( $\pm 6,05$ ) transferências em único dia. Já as tarefas de suspensões são realizadas principalmente por pessoas com lesão medular: são realizadas 14,1 ( $\pm 10,4$ ) suspensões diárias. A maioria dos participantes (n=9) está envolvida em modalidades esportivas (handebol, basquetebol, tênis, *handcycling*, corrida em cadeira de rodas e surf, tiro ao arco e natação, com frequência semanal de 3,3 ( $\pm 2,2$ ), variando de uma a sete vezes por semana.

Tabela 2 – Dados de caracterização demográfica dos usuários de cadeira de rodas e as tarefas diárias com média/desvio padrão e intervalo de confiança.

Participantes	Massa da cadeira (kg)	UCRM (anos)	Transferências (diárias)	Suspensões (diárias)	Prática de exercício físico	Frequência semanal
1	14,4	12	15	30	Surf	1
2	11,3	19	6	4	Handcycling/natação	7
3	17,6	30	15	30	Surf	2
4	17,0	10	6	4	Handebol/ciclismo	3
5	8,25	6	20	---	Não	---
6	13,6	16	20	20	Basquetebol	2
7	15,1	22	20	---	Tênis/handebol	6
8	13,9	22	8	8	Não	---
9	14,8	7	10	---	Tiro com arco e flecha	6
10	14,6	8	4	3	Basquetebol	2
11	12,1	24	20	---	Não	---
12	20,7	14	8	---	Tênis	1
n=12	14,1± 3,4 (8,2 – 20,7)	15,83 ± 7,3 (6 – 30)	12,66 ±6,05 (4 – 20)	14,1±10,4 (3 – 30)	---	3,3±2,2 (1 – 7)

UCRM: usuários de cadeira de rodas manual.

Na Tabela 3 são apresentados os valores do pico de torque relativo dos membros avaliados. Não foram observadas diferenças estatísticas entre os flexores do cotovelo do membro dominante em relação ao não dominante ( $F=0,055$ ;  $p=0,818$ ), o mesmo comportamento ocorreu para os extensores do cotovelo no membro dominante em relação ao não dominante ( $F=0,535$ ;  $p=0,480$ ).

Tabela 3 – Valores de média e desvio padrão da relação torque-ângulo relativos ( $\text{Nm.kg}^{-1}$ ) dos flexores e extensores do cotovelo, do membro dominante e não dominante dos usuários de cadeira de rodas manual.

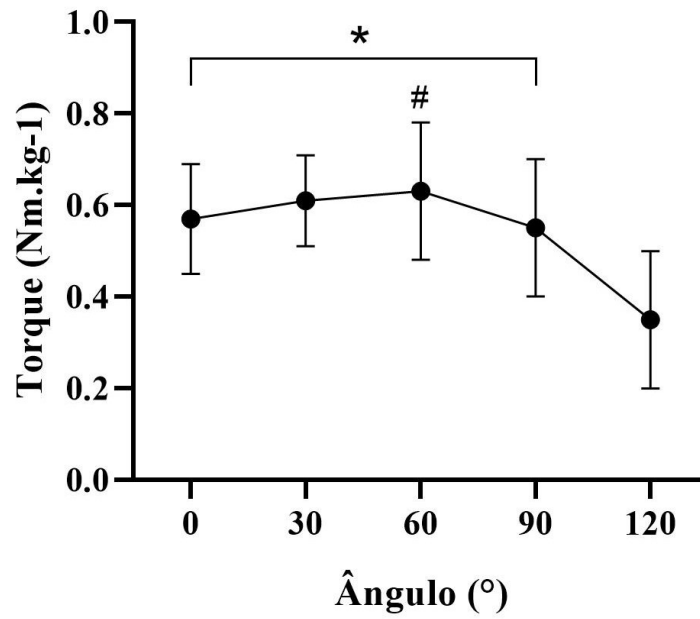
Ângulo	Flexores			Extensores		
	Dominante PT ( $\text{Nm.kg}^{-1}$ )	Não Dominante PT ( $\text{Nm.kg}^{-1}$ )	TE	Dominante PT ( $\text{Nm.kg}^{-1}$ )	Não Dominante PT ( $\text{Nm.kg}^{-1}$ )	TE
0°	0,57±0,12	0,55±0,20	0,06	0,62±0,19	0,62±0,14	0,00
30°	0,61±0,10	0,62±0,18	0,03	0,76±0,25	0,78±0,24	0,04
60°	0,63±0,15	0,60±0,13	0,10	0,75±0,21	0,83±0,25	0,17
90°	0,55±0,15	0,54±0,10	0,03	0,63±0,21	0,73±0,22	0,22
120°	0,35±0,15	0,36±0,10	0,03	0,62±0,21	0,63±0,24	0,02

PT: pico de torque; ±: desvio padrão; TE: tamanho do efeito.

Ao comparar o pico de torque de forma isolada, para os flexores do cotovelo, foi observada diferença estatística entre os ângulos para o membro dominante ( $F=27,501$ ;  $p<0,001$ ) e não dominante ( $F=89,600$ ;  $p<0,001$ ). O mesmo comportamento foi observado para os extensores do cotovelo, qual foi observada diferença significativa entre os ângulos para o membro dominante ( $F=6,069$ ;  $p<0,015$ ) e não dominante ( $F=9,624$ ;  $p<0,004$ ).

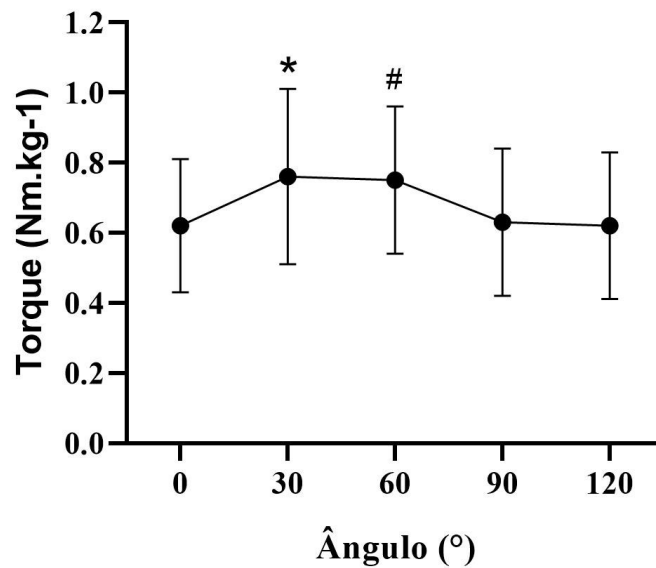
Na Figura 11 *a* e *b*, são apresentadas, respectivamente, as diferenças significativas entre o torque isométrico relativo dos flexores e extensores do cotovelo no membro dominante. Levando em consideração os flexores do cotovelo, o ângulo de 120° foi significativamente menor que os demais ângulos (0°  $p=0,001$ ; 30°  $p<0,001$ ; 60°  $p<0,001$ ; 90°  $p<0,001$ ) e o ângulo de 60° foi significativamente maior que 90° ( $p=0,032$ ) e 120° ( $p<0,001$ ). Em relação aos extensores do cotovelo, o ângulo de 0° foi significativamente menor que 30° ( $p=0,008$ ) e o ângulo de 60° foi significativamente maior que 90° ( $p=0,004$ ) e 120° ( $p=0,010$ ).

### Flexores do cotovelo - Membro dominante



11A: \* 0°, 30°, 60°, 90° > 120°; # 60° > 90° e 120°

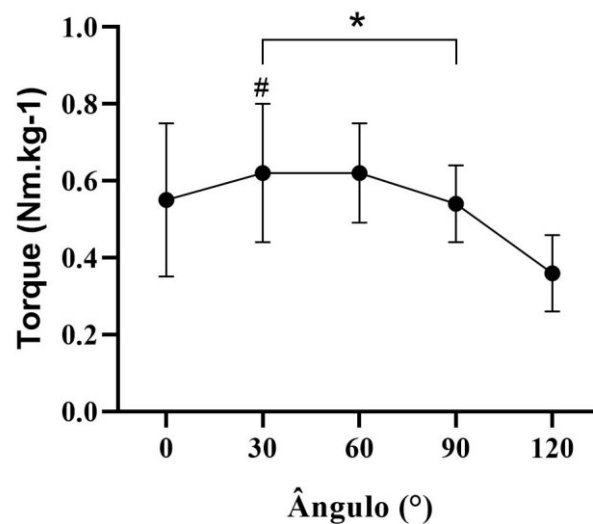
### Extensores do cotovelo - Membro dominante



11B. \* 30° > 0°; # 60° > 90° e 120°.

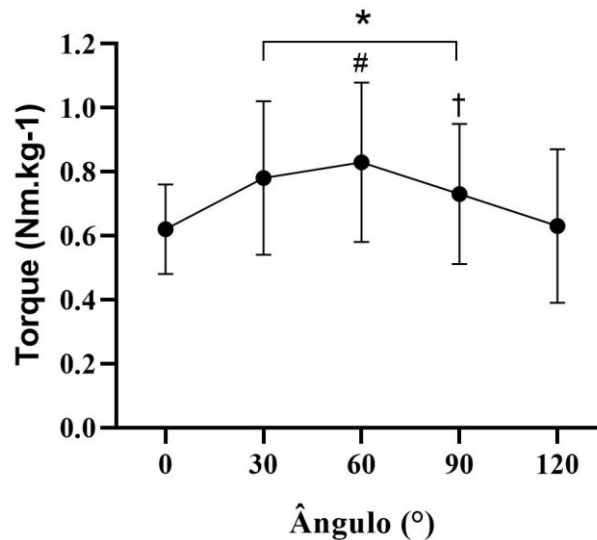
Nas Figuras 12 a e b, são apresentadas respectivamente, as diferenças significativas entre o torque isométrico dos flexores e extensores do cotovelo no membro não dominante. Em relação aos flexores o torque isométrico foi significativamente menor para o ângulo de 120° em comparação aos demais ângulos (30°  $p=0,005$ ; 60°  $p<0,001$ ; 90°  $p<0,001$ ). O mesmo ocorreu com o ângulo de 0°, no qual o torque foi significativamente menor que 30° ( $p=0,001$ ). Ao avaliar os extensores do cotovelo observa-se que teve comportamento semelhante aos flexores, na qual o torque foi menor para o ângulo de 0° em relação as demais posições angulares (30°  $p=0,025$ ; 60°  $p=0,001$ ; 90°  $p=0,040$ ). O ângulo de 60° foi significativamente maior que 90° ( $p=0,021$ ) e 120° ( $p=0,002$ ) e 90° foi significativamente maior que 120° ( $p=0,008$ ).

### Flexores do cotovelo - Membro não dominante



12 A. \* 30°, 60° e 90° > 120°; # 30° > 0°.

### Extensores do cotovelo - Membro não dominante



B. \*30°, 60° e 90° > 0°; # 60° > 90° e 120°; † 90° > 120°.

Na Tabela 4 são apresentados, como valores complementares, os valores de torque-ângulo individuais. Para os flexores do cotovelo, independente do membro (dominante ou não dominante), a maioria dos participantes apresentaram pico de torque isométrico nos ângulos de 30° e 60°. Nos extensores do cotovelo, foi observado comportamento semelhante, na qual os indivíduos atingiram maior torque isométrico para os ângulos de 30° e 60°, no entanto a quantidade de indivíduos que atingiram o pico de torque no ângulo de 60° no membro dominante foi superior ao de 30°.

Tabela 4 – Distribuição individual do pico de torque produzido em cada ângulo tanto para flexores quanto para os extensores do cotovelo.

Posição Angular	Flexores (n=12)		Extensores (n=12)	
	Dominante	Não Dominante	Dominante	Não Dominante
0°	0	0	0	0
30°	5	6	5	3
60°	7	6	6	9
90°	0	0	1	0
120°	0	0	0	0



A Tabela 5 mostra os valores de pico de torque isocinético relativo concêntrico e excêntricos dos flexores e extensores do cotovelo, nas velocidades de 60°/seg e 180°/seg do membro dominante e não dominante. Não houve diferença significativa do torque concêntricos dos flexores do cotovelo entre o membro dominante e não dominante. O mesmo comportamento foi observado ao comparar os músculos flexores do cotovelo na contração excêntrica, na qual não houve diferença significativa entre membros.

Em relação ao torque concêntrico dos extensores do cotovelo não houve diferença significativa entre o membro dominante e não dominante e da mesma forma, não houve diferença significativa entre o membro dominante e não dominante para os extensores excêntricos.

Tabela 5 – Torque relativo ( $\text{Nm.kg}^{-1}$ ) concêntrico e excêntrico dos flexores e extensores do cotovelo nas velocidades 60°/seg e 180°/seg no membro dominante e não dominante.

<b>Concêntrica</b>	<b>Membro dominante</b>	<b>Membro não dominante</b>	<b>TE</b>	<b>p</b>
Flex_60°/seg	0,55 ( $\pm 0,08$ )	0,52 ( $\pm 0,12$ )	0,14	0,465
Ext_60°/seg	0,54 ( $\pm 0,13$ )	0,55 ( $\pm 0,10$ )	0,04	0,630
Flex_180°/seg	0,44 ( $\pm 0,09$ )	0,45 ( $\pm 0,11$ )	0,04	0,777
Ext_180°/seg	0,42 ( $\pm 0,12$ )	0,42 ( $\pm 0,13$ )	0,00	0,931
<b>Excêntrico</b>	<b>Membro dominante</b>	<b>Membro não dominante</b>	<b>TE</b>	<b>p</b>
Flex_60°/seg	0,86 ( $\pm 0,22$ )	0,85 ( $\pm 0,27$ )	0,02	0,820
Ext_60°/seg	0,79 ( $\pm 0,22$ )	0,82 ( $\pm 0,25$ )	0,06	0,791
Flex_180°/seg	0,89 ( $\pm 0,21$ )	0,77 ( $\pm 0,22$ )	0,26	0,137
Ext_180°/seg	0,78 ( $\pm 0,20$ )	0,73 ( $\pm 0,22$ )	0,11	0,443

Flex: flexores; Ext: extensores; Con: concêntrico; Exc: excêntrico; °/seg::velocidade angular; TE: tamanho do efeito;  $\pm$ : desvio padrão; p:>0,05.

Na tabela 6, são apresentadas as razões convencionais e funcionais dos músculos flexores e extensores do cotovelo do membro dominante e não dominante nas diferentes velocidades angulares (60°/seg e 180°/seg). Não houve diferença significativa entre as razões convencionais a 60°/seg ( $F=1,222$ ;  $p=0,269$ ) e o mesmo ocorreu em 180°/seg ( $F=0,260$ ;  $p=0,929$ ). Em relação as razões funcionais, não houve diferença significativa entre o membro dominante e não dominante para 60°/seg ( $F=0,342$   $p=0,645$ ) e o mesmo foi observado para os 180°/seg ( $F=0,068$ ;  $p=0,369$ ).

Tabela 6 – Valores de torque relativo ( $\text{Nm.kg}^{-1}$ ) das razões convencionais e funcionais dos flexores e extensores do cotovelo, das médias individuais, dos usuários de cadeira de rodas manual.

<b>Razões</b>	<b>Membro Dominante</b>	<b>Membro não dominante</b>	<b>TE</b>	<b>p</b>
<b>Ext/Flex_con_60°/seg</b>	0,98 ( $\pm 0,19$ )	1,08 ( $\pm 0,25$ )	0,21	0,269
<b>Ext/Flex_con_180°/seg</b>	0,95 ( $\pm 0,23$ )	0,94 ( $\pm 0,26$ )	0,02	0,929
<b>Flex_exc/Ext_con_60°/seg</b>	1,65 ( $\pm 0,40$ )	1,56 ( $\pm 0,45$ )	0,10	0,645
<b>Flex_exc/Ext_con_180°/seg</b>	2,28 ( $\pm 0,81$ )	1,98 ( $\pm 0,79$ )	0,18	0,369

Flex: flexores; Ext: extensores; CON: concêntrico; TE: tamanho do efeito; °/seg: velocidade angular;  $\pm$ : desvio padrão; p:  $>0,05$ .

Na Tabela 7 são apresentados os índices de assimetria dos flexores e extensores concêntricos e excêntrico em 60°/seg e 180°/seg. Para os flexores do cotovelo não foram observadas assimetria em relação a torque-velocidade, exceto na contração excêntrica a 180°/seg ( $\text{IA}\%=12,33$ ). Como o valor de assimetria foi positivo, isso indica assimetria para o membro dominante. Para os extensores do cotovelo não foram observadas assimetria em relação a torque-velocidade.

Tabela 7 – Índice de assimetria ( $\text{IA}\%$ ) encontrado pelo pico de torque relativo nas velocidades angulares 60°/seg e 180/seg dos flexores e extensores do cotovelo.

<b>Velocidade Angular</b>	<b>IA% Flexores</b>	<b>IA% Extensores</b>
Concêntrico_60°/seg	4,04	-2,44
Concêntrico_180°/seg	-3,20	-1,22
Excêntrico_60°/seg	1,24	-3,62
Excêntrico_180°/seg	12,33	5,77

Os valores de espessura e qualidade muscular dos flexores e extensores do cotovelo dos usuários de cadeira de rodas manual podem ser visualizados na Tabela 8. Ao comparar os membros dominante e não dominante, não foi observada diferença estatística entre espessura muscular do bíceps braquial, braquiorradial e tríceps braquial entre membro dominante e não dominante ( $p>0,05$ ). O mesmo comportamento foi observado quando comparada a ecointensidade, nos mesmos músculos, entre membros dominante e não dominante ( $p>0,05$ ) em que não foi observada diferença estatística.

Tabela 8 – Valores da espessura muscular e da ecointensidade dos flexores e extensores do cotovelo do membro dominante e não dominante.

<b>Espessura (cm)</b>	<b>Dominante</b>	<b>Não dominante</b>	<b>TE</b>	<b>p</b>
EM_BB	2,89 ± 0,79	2,82 ± 0,82	0,04	0,849
EM_BR	1,87 ± 0,41	1,75 ± 0,44	0,13	0,490
EM_TB	2,09 ± 0,48	2,28 ± 0,57	0,17	0,393
<b>Ecointensidade (pixel)</b>	<b>Dominante</b>	<b>Não dominante</b>	<b>TE</b>	<b>p</b>
EI_BB	109,48 ± 15,17	107,05 ± 10,13	0,09	0,649
EI_BR	98,06 ± 17,89	96,69 ± 7,13	0,05	0,809
EI_TB	92,98 ± 14,05	93,84 ± 12,81	0,03	0,877

EM: espessura muscular; EI: ecointensidade; BB: bíceps braquial; BR: Braquiorradial; TB: tríceps braquial; TE: tamanho do efeito; ±: desvio padrão; p: 0,05.

## 5 DISCUSSÃO

O presente estudo teve por objetivo investigar as características musculares e morfológicas dos flexores e extensores dos cotovelos em usuários de cadeira de rodas manual no membro dominante e não dominante. Primeiramente serão destacadas as características demográficas dos participantes para que se possa entender e conhecer melhor as demandas diárias desses indivíduos.

### 5.1 Características demográficas e de atividades diárias do uso da cadeira de rodas manual

Concluíram o estudo 12 participantes, sendo a maioria homens (n=8), dado este que pode ser observado em demais estudos (KAUER *et al.*, 2006; MOON *et al.*, 2013; CALMELS *et al.*, 1992; RIBEIRO NETO *et al.*, 2018; 2017), nos quais é observada a predominância dos homens. Similar ao nosso estudo, Kawanishi e Greguol (2014) contaram com uma amostra de 20 homens e apenas duas mulheres. Esse comportamento em pesquisas leva-nos a uma reflexão sobre a participação das mulheres neste contexto. Seria interessante que futuros estudos investigassem o porquê da baixa adesão das mulheres com deficiência em pesquisas científicas, tendo em vista a importância de dados de referência para as mulheres.

Em relação às características físicas, a maioria dos participantes encontra-se na faixa etária entre 20 e 49 anos, similar a outros estudos (RIBEIRO NETO *et al.*, 2018; KAWANISHI; GREGUOL, 2014; RODRIGUES *et al.*, 2012). Essa grande variabilidade fica evidente também em relação às características antropométricas, no entanto com maior variabilidade por causa da inserção de uma pessoa com amputação bilateral, o que promoveu maior variação da massa corporal (34,5 kg e 77,33 kg) e da estatura (100 cm a 186 cm) (Tabela 1).

Quanto ao tipo de deficiência, a maioria apresentou lesão medular entre C7e T12, quando comparado às demais deficiências e entre as pessoas com lesão medular, a incidência do tipo completa foi maior. Estudos mostram que quando avaliados apenas grupos de pessoas com lesão medular, a incidência parece ser maior do tipo completa e a nível torácico (RIBERTO *et al.*, 2005; KAWANISHI; GREGUOL, 2014). É importante salientar que pessoas com lesão completa são caracterizadas por perda sensitiva e motora abaixo do nível da lesão, enquanto na incompleta a função sensitiva ou motora está preservada abaixo do nível da lesão (MEHRHOLZ; KUGLER; POHL, 2008). Isso implica diretamente na qualidade de vida, ou seja, pessoas com lesão completa tendem a desenvolver problemas com úlceras de pressão e por isso precisam realizar suspensões para alívio de pressão durante o dia. A não suspensão

para alívio de pressão pode acarrear em infecções graves e conseqüentemente levar a hospitalizações, o que afeta significativamente a qualidade de vidas dessas pessoas (SOUSA *et al.*, 2013).

Em relação a dores musculares, a maioria dos participantes apresentaram dores nos membros superiores como nos ombros (66%), seguido dos cotovelos (33%) e punhos (16%). Como apresentado anteriormente, o uso constante da cadeira de rodas manual, bem como sua configuração (peso, tipo de cadeira, técnica de propulsão, etc) são apontados como um dos maiores responsáveis pelas dores musculares de uso repetitivo, acarretando lesões a longo prazo nos membros superiores (LIN *et al.*, 2014; FREITAS *et al.*, 2017; VAN KEEKEN; GROOT; VEGTER, 2016; KOTAJARVI *et al.*, 2004; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2015). Estudos anteriores já demonstraram que longos períodos de uso da cadeira de rodas manual estavam associados a dores nos membros superiores, com maior prevalência nos ombros seguido dos cotovelos e punhos, o que de fato é similar ao nosso estudo (PENTLAND; TWOMEY, 1994; GIANINI *et al.*, 2006; MEDOLA *et al.*, 2011).

Segundo Boninger *et al.* (2003), as mulheres têm maior probabilidade de sentir dores do que os homens (RODRIGUES *et al.*, 2012), uma vez que, a cadeira de rodas na sua maioria é projetada para suportar cargas acima de 70 kg e isso eleva o esforço das mulheres, prejudicando suas tarefas diárias e de locomoção (SAGAWA JÚNIOR *et al.*, 2012). Esse dado pode ser considerado, haja vista que, em nosso estudo, embora poucas mulheres tenham feito parte da amostra, elas apresentam média de massa corporal de 46,32 kg, o que de fato sugere que elas apresentem uma maior demanda de esforço físico ao usar a cadeira de rodas manual.

Segundo Rice *et al.* (2011), os membros superiores precisam realizar várias tarefas diárias como por exemplo: transferência para carro, da cama para a cadeira de rodas, cadeira de banho, além de realizarem várias suspensões durante o dia. Por isso, o tempo em que estão na cadeira de rodas pode estar relacionado com as dores relatadas pelos participantes. Em relação ao tempo de uso da cadeira de rodas manual, os sujeitos apresentaram uma variação de 6 a 30 anos. Similar ao nosso estudo, Kawanishi e Greguol (2014) demonstraram uma média de 25 anos, com tempo superior a cinco anos de uso. Em número de transferências diárias, os participantes realizavam de 4 a 20 transferências ao dia sendo similar aos valores apontados por outros estudos que ficam em torno de 15 transferências diárias (VERGER *et al.*, 2002; VAN DRONGELEN *et al.*, 2005).

As suspensões, por sua vez, são utilizadas para alívio de pressão das áreas de mais descarga do peso e é sugerido durante a fase de reabilitação que, principalmente as pessoas com lesão medular, realizem suspensões a cada duas horas (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2015). Dos

12 participantes, deste estudo, seis realizam suspensões de três a 30 vezes durante o dia, essa tarefa é comumente realizada por pessoas com lesão medular devido aos problemas com úlceras de pressão (SAUNDERS *et al.*, 2010).

Quanto à prática de exercícios físicos, apenas três pessoas não realizam nenhuma atividade e atualmente e foi observado que as mulheres, por sua vez, são menos ativas do que os homens. Segundo Rimmer *et al.* (2000), as mulheres relataram que o maior obstáculo para a prática de exercícios eram os custos de vida, transporte adequado, falta disposição e o não conhecimento sobre locais adequados para realizar exercícios. Respostas similares são observadas no estudo de Shields *et al.* (2012), em uma revisão de literatura com crianças com deficiência. Essas destacaram como barreiras para a prática, instalações inadequadas, falta de profissionais capacitados, de programas específicos e de transporte.

Apesar da maioria dos participantes estar envolvido com alguma prática esportiva, estudos apontam que pessoas com deficiência são menos ativas que pessoas sem deficiência (RIMMER, 2008; IBGE, 2015) e as principais barreiras para a prática de exercício são as próprias limitações físicas, dores, cansaço, falta de habilidades físicas, escassez de programas específicos para pessoas com deficiência, falta de motivação para a prática de exercícios, e reduzidos recursos financeiros (SERON *et al.*, 2015).

Dessa forma, é possível supor que a baixa adesão à prática de exercícios físicas por parte das pessoas com deficiência gira em torno dessa combinação de barreiras apontadas por eles. Contudo é importante pensar em estratégias para diminuir essas barreiras a fim de aumentar a adesão por parte das pessoas com deficiência a programas de exercícios físicos, visando melhorar, tanto a capacidade física, como os aspectos emocionais.

## 5.2 Torque – ângulo

Os músculos flexores e extensores do cotovelo realizam importantes funções durante as tarefas diárias para os cadeirantes. Alimentar-se, pentear os cabelos, vestir-se, alcançar objetos, arremessar, empurrar a cadeira de rodas manual são algumas delas (NEUMANN, 2018). Parece ser evidente a importância do torque muscular para a independência funcional de indivíduos (KNAPIK *et al.*, 1983), no entanto até o momento não foram encontrados parâmetros de torque isométrico de referência para essa população.

Um dos objetivos dessa pesquisa foi identificar o ângulo ótimo de produção de torque isométrico e descrever a curva torque-ângulo dos músculos flexores e extensores do cotovelo dos usuários de cadeira de rodas manual. Os achados do presente estudo mostraram que os

flexores e extensores do cotovelo apresentaram a relação torque-ângulo em 60° para a maioria das avaliações e ainda os ângulos 30° e 60° não diferiram estatisticamente (Tabela 3). Quando observado de forma individualizada, a maioria dos participantes produziram torque máximo nos ângulos de 30° e 60° tanto para os flexores do cotovelo, quanto para os extensores independente do membro (dominante ou não dominante) (Tabela 4).

Kotajarvi *et al.* (2002) compararam o torque isométrico de flexores e extensores de cotovelo entre homens com paraplegia e sem deficiência. Esses autores, no entanto, avaliaram o pico de torque isométrico no ângulo de 90°, tanto para flexores quanto para os extensores do cotovelo e não observaram diferença estatística entre os dois grupos da amostra.

Similarmente, Morrey e Sanchez-Sotelo (1995) compararam o pico de torque isométrico entre pessoas com e sem paraplegia, e não encontraram diferença entre os valores observados no ângulo de 90° para flexores e extensores do cotovelo entre os participantes da pesquisa. Nesses estudos supracitados, os autores utilizaram apenas o ângulo de 90° para avaliar o pico de torque isométrico. Contudo esse ângulo de referência (90°) parece ser proveniente do estudo clássico de Knapik *et al.* (1983), o qual não leva em consideração as particularidades e adaptações musculares dos diferentes tipos de populações.

Essa perspectiva é relevante e deve ser levada em consideração pois as tarefas diárias, demandas funcionais e o treinamento sistemático podem gerar adaptações morfológicas que influenciam diretamente na produção de torque isométrico (HERZOG *et al.*, 1991; FRASSON *et al.* 2007, FOLLMER *et al.*, 2017). Essas adaptações, frente a demandas funcionais, por exemplo, podem influenciar a produção de torque dependendo do posicionamento angular da articulação (NEUMANN, 2018). Nesse contexto, Dellabiancia *et al.* (2013) indicam que os flexores do cotovelo iniciam a ação propulsiva durante a locomoção em cadeira de rodas, por volta de 60° de flexão, sendo esse o ângulo, em que maior torque é aplicado para que ocorra a locomoção, enquanto que da metade desse ciclo os extensores começam a contribuir até a fase de extensão total do cotovelo na liberação da mão do aro para a fase de recuperação (fase sem contato ao aro) (MULROY *et al.*, 1996) (Figura 2).

Essa pode ser a possível explicação para os achados do presente estudo, uma vez que os ângulos de 30° e 60° foram os que apresentaram maior pico de torque isométrico. Além disso, vale ressaltar que esta adaptação poderia ser proveniente do tempo de uso da cadeira de rodas, já que os participantes avaliados vêm utilizando a cadeira de 6 a 30 anos diariamente e repetitivas vezes.

Adicionalmente, mesmo que o estudo de Knapik *et al.* (1983) tenha apresentado que o posicionamento da articulação do cotovelo a 90° é considerado um ângulo ótimo para avaliar

os flexores e extensores do cotovelo em pessoas sem deficiência, os mesmos autores afirmam que vários fatores podem influenciar nessa medida. Por isso, separando por sexo, eles observaram que o pico de torque isométrico dos flexores do cotovelo nas mulheres poderia variar entre 50° e 110°, enquanto para homens seria entre 50° e 90°. Já para os extensores do cotovelo, as mulheres apresentariam maiores valores de pico de torque em uma amplitude de 50° e 90°, enquanto os homens apresentariam entre 50° e 110°.

Em nosso estudo não foi possível avaliar de forma independente mulheres e homens pelo reduzido número amostral, no entanto, possivelmente, nos usuários de cadeira de rodas, dados os valores da relação torque-ângulo apresentados, a amplitude do pico de torque vai variar de 30° a 90° tanto para os flexores como extensores do cotovelo, ocorrendo em amplitudes menores do que as observadas em outras populações (CARPES *et al.* 2012; FOLLMER *et al.*, 2017; KNAPIK *et al.*, 1983). Apesar dessa diferenciação, a curva torque-ângulo tanto dos flexores quanto dos extensores do cotovelo apresentam uma fase ascendente e descendente, de acordo com o estudo clássico de Kuling, Andrews e Hay, (1984).

Apesar de não ter sido investigada, até o momento, a relação torque-ângulo na articulação do cotovelo em pessoas que usam cadeira de rodas, estudos anteriores com diferentes populações já sinalizaram interesse nessa relação. A relação torque-ângulo dos flexores e extensores do cotovelo foi apresentada por Carpes *et al.* (2012), os quais avaliaram adultos não treinados, e encontraram o torque máximo em 90° para os flexores no membro dominante e 60° para o membro não dominante, já os extensores do cotovelo independente do membro o torque máximo foi em 90°.

Follmer *et al.* (2017), por sua vez, investigaram a mesma relação de torque-ângulo em atletas de Jiu-jitsu para compreender se a modalidade esportiva poderia promover adaptações nos flexores e extensores do cotovelo. No entanto, os autores observaram o torque máximo obtido foi no ângulo de 75° para os flexores e 105° para os extensores do cotovelo, indicando que a modalidade parece não ter influenciado uma adaptação funcional.

Analisando os estudos citados, podemos observar que, mesmo em grupos distintos, o torque máximo produzido pela musculatura do cotovelo ficou dentro da margem já demonstrada por Knapik *et al.* (1983). No entanto, os cadeirantes do presente estudo apresentaram uma margem de pico de torque iniciando em menores ângulos (de 30° a 90°), que pode ser em função da demanda diária da cadeira de rodas.

Destaca-se que nosso estudo foi o primeiro a explorar essa relação de torque-ângulo na musculatura da articulação do cotovelo em usuários de cadeira de rodas. Um ponto importante a ressaltar é que cada usuário de cadeira de rodas manual pode utilizar uma técnica propulsiva



diferente (Figura 4) (SANDERSON; SOMMER, 1985; SHIMADA *et al.*, 1998), ou seja, iniciar o movimento de flexão e finalizar a extensão do cotovelo, em menores ou maiores comprimentos articulares. Além do mais, a modalidade esportiva praticada também pode contribuir na relação de torque-ângulo.

Sugere-se que estudos futuros avaliem os ângulos de entre 60° e 90° para os flexores e extensores do cotovelo em usuários de cadeira de rodas, a medida de que não se pode descartar que ocorra máxima produção de torque entre esses ângulos. Além do mais o uso de avaliação cinemática, poderia identificar o padrão de propulsão de cada participante podendo melhor explicar o comportamento do torque muscular.

Frente a hipótese levantada nesse estudo, de que os usuários de cadeira de rodas manual apresentariam um ângulo ótimo de produção de torque do cotovelo, diferente das pessoas que não utilizam o membro superior para essa locomoção, confirmamos tal hipótese, tendo em vista que o ângulos de 30° e 60° apresentou maior produção de torque, tanto para flexores quanto os extensores.

### 5.3 Razões convencionais e funcionais

Os usuários de cadeira de rodas manual formam um grupo com características únicas e muito específicas (RIBEIRO NETO *et al.*, 2018). Segundo Kulig e Hay (1984), a quantidade de torque produzido pelos grupos musculares é influenciada por diversos fatores como idade, sexo, nível de treinamento físico, tipo de treinamento, entre outros. No entanto, para avaliar essa população, além do já exposto, é preciso considerar o tempo de uso da cadeira de rodas, nível da lesão, tipo de deficiência (WIDMAN *et al.*, 2007), presença de dores musculoesqueléticas (PENTLAND; TWOMEY, 1994), quantidade de suspensões e transferências realizadas (VERGER *et al.*, 2002; VAN DRONGELEN *et al.*, 2005). Devido a todos estes fatores, determinar razões de equilíbrio muscular é tarefa complexa.

Avaliar o torque muscular de forma isolada não possibilitaria a identificação de déficits musculares, no entanto, utilizar as razões de torque entre os grupos musculares possibilita determinar a existência de desequilíbrios (TERRERI; GREVE; AMATUZI, 2011). Pela articulação do cotovelo sofrer constante sobrecarga durante as tarefas na cadeira de rodas manual (KAUER *et al.*, 2006), avaliações dessa natureza tornam-se fundamentais, haja vista que os desequilíbrios musculares estão relacionados a dores e lesões musculoesqueléticas (DVIR, 2014).

A partir do exposto, o presente estudo propôs-se a comparar as razões convencionais e funcionais dos flexores e extensores do cotovelo entre os membros dominante e não dominante, em diferentes velocidades angulares. Como resultados, não foram observadas diferenças significativas entre os membros dominante e não dominante, dos usuários de cadeira de rodas manual, nas razões funcionais e convencionais, independente da velocidade testada (60°/seg e 180°/seg) (Tabela 6). Desse modo, confirma-se a hipótese que não propunha a existência de tal diferença.

Além do mais, as razões convencionais a 60°/seg e a 180°/seg apresentaram valores próximos aos indicados na literatura 0,9 a 1 (indicando 90% e 100%, respectivamente), sinalizando ausência de desequilíbrio (CALMELS *et al.*, 1992; 1995) na musculatura do cotovelo. No entanto, as razões funcionais ultrapassaram esses valores de referência, em ambas velocidades testadas, indicando desequilíbrio muscular, ou seja, os flexores, durante a contração excêntrica, são superiores aos extensores na contração concêntrica independente da velocidade testada (Tabela 6).

Avaliando a mesma musculatura, Calmels *et al.* (1992) não encontraram diferença significativa entre os membros dominante e não dominante nas diferentes velocidades testadas (30°/seg, 60°/seg, 120° /seg e 150° /seg), em atletas de basquete em cadeira de rodas, bem como não foram observados desequilíbrios musculares entre as razões convencionais. Resultados similares foram reportados por Moon *et al.* (2013), os quais não observaram diferenças entre os membros dominante e não dominante, ao avaliar as razões convencionais a 60°/seg em atletas de tênis em cadeira de rodas. Entretanto, diferente do nosso estudo, os autores observaram razões inferiores aos reportados como valores de referência (79%) em ambos os membros dos participantes do estudo. Os autores afirmam que estar abaixo ou acima dos valores normativos (90 a 100%) significa um maior potencial para desenvolvimento de lesões.

Diferentemente dos demais estudos até aqui citados, Ribeiro Neto *et al.* (2018) avaliaram as razões agonista e antagonista em 60°/seg apenas do lado dominante em pessoas com lesão medular, em fase de reabilitação. Seus resultados são bem interessantes, uma vez que estratificaram as razões por nível de lesão medular (tetraplegia, paraplegia alta e baixa). Ao estratificar por nível de lesão, o grupo com lesão medular alta e baixa apresentaram valores de força maiores para os extensores, ao passo que pessoas com tetraplegia apresentaram reduzida força muscular no tríceps. Esses resultados são esperados, haja vista que pessoas com tetraplegia apresentam reduzida força muscular do tríceps em decorrência do nível da lesão, o que de fato compromete a função muscular (WIERZBICKA; WIEGNER, 1992).

Os referidos autores não comparam seus resultados das razões convencionais com valores normativos da literatura, apenas avaliaram as possíveis diferenças entre os grupos participantes da pesquisa. Porém, se formos considerar os valores normativos, as pessoas com tetraplegia estariam dentro da faixa de equilíbrio muscular sugerida, ao contrário dos grupos com paraplegia alta e baixa que apresentaram valores superiores para os extensores em relação aos flexores.

Todavia, devemos ter cautela em assumir valores normativos baseando-se apenas no estudo de Calmels e Minaire (1995). Contudo, estes autores foram os pioneiros em avaliar as razões convencionais em usuários de cadeira de rodas, assim esses valores podem ser um ponto de partida para o diagnóstico de desequilíbrios musculares de forma precoce.

Além das razões convencionais, avaliar as razões funcionais são importantes uma vez que refletem melhor a ação desempenhada pelos grupos musculares nas tarefas diárias (KAUER *et al.*, 2006). As razões são indicadores de desequilíbrio muscular apesar de alguns parâmetros ainda não estarem definidos, principalmente em relação as razões funcionais. No entanto, avaliar além das contrações concêntricas e em diferentes velocidades angulares é importante para que se obtenha mais informações sobre esses grupos musculares nas mais diversas situações (CALMELS; MINAIRE, 1995; RIBEIRO NETO *et al.*, 2018).

Quanto as razões funcionais, nosso estudo observou que o torque excêntrico dos flexores do cotovelo é superior ao torque concêntrico dos extensores, indicando a existência de desequilíbrio muscular. Em parte, nossos resultados se assemelham aos de Kauer *et al.* (2006), à medida que o torque excêntrico dos flexores na mesma articulação, também foi superior ao torque concêntrico dos extensores do cotovelo independente da velocidade (60°/seg e 180°/seg) em atletas de basquete em cadeira de rodas.

Apesar de apenas dois estudos terem investigado a razão funcional em pessoas que usam cadeira de rodas, parece que o movimento excêntrico dos flexores está sendo exigido de forma desproporcional, o que pode causar lesões musculares na articulação do cotovelo. Pelo visto, os flexores do cotovelo estão mais atuantes, desacelerando o movimento de extensão do tríceps.

Fica difícil identificar a que movimentos realizados esses desequilíbrios podem estar atrelados, tendo em vista que o bíceps braquial é um músculo multiarticular, atuando nas articulações do ombro, cotovelo e radioulnar. No entanto, parece que a prática esportiva poderia promover tais adaptações, à medida que, 9 dos 12 participantes do presente estudo estão envolvidos em diferentes modalidades esportivas, cada qual com suas particularidades. No entanto, na prática esportiva são exigidos constantes momentos de acelerações, frenagens e

mudanças de direção em que as contrações musculares ocorrem em velocidades altas o que pode explicar os desequilíbrios em  $180^\circ/\text{seg}$  e não a  $60^\circ/\text{seg}$ .

Em suma, até o presente momento podemos observar que devido aos movimentos durante a propulsão da cadeira de rodas ser bilateral, ao que tudo indica, isso não afeta os valores das razões convencionais e funcionais entre os membros dominante e não dominante, ou seja, se observado desequilíbrio, os mesmos serão similares entre os membros (CALMELS *et al.*, 1992; MOON *et al.*, 2013). Porém não fica claro quais atividades realizadas podem causar desequilíbrios musculares e se afetam mais esportistas ou não esportistas cadeirantes, à medida que não se tem um consenso na literatura, além da existência de poucos estudos.

Ademais, as razões de torque concêntrico, independente da velocidade, ficaram próximas aos valores reportados na literatura, diferentemente das razões funcionais. No entanto, são necessárias mais informações para que se possa entender o quanto as tarefas diárias influenciam nas adaptações musculares da articulação do cotovelo dos usuários de cadeira de rodas. Um ponto relevante a ser destacado, como proposto por Ribeiro Neto *et al.* (2018), seria em relação a estratificar os usuários de cadeira de rodas por grupo, com características similares, o que de fato poderia responder melhor as razões de torque muscular, ainda mais que a capacidade de produção de torque depende de uma infinidade de variáveis e por isso agrupar as pessoas pelo nível de comprometimento seria a melhor alternativa.

#### 5.4 Índice de assimetria de torque muscular

Ao comparar a capacidade de produção de torque entre os membros superiores de um indivíduo, podemos encontrar diferenças, as quais denotam uma relação de dominância entre eles, ou seja, a existência de um membro dominante e um membro não dominante (SERRIEN *et al.*, 2006; CARPES *et al.*, 2012). Todavia essa adaptação pode ser diferente em relação às pessoas que usam cadeira de rodas, tendo em vista que a tarefa de locomoção promove uma ação cíclica e bilateral de ambos os membros.

Na literatura, essas comparações de assimetria e a relação torque-velocidade são pouco exploradas (CARPES *et al.*, 2012; NUNES *et al.*, 2018), embora, seja possível identificar adaptações musculoesqueléticas de acordo com a velocidade angular (DOHENY *et al.*, 2008). Essas avaliações tão pouco foram pesquisadas em usuários de cadeira de rodas. Avaliar a assimetria entre membros torna-se importante, uma vez que os membros superiores, apesar de atuarem de forma conjunta durante a fase de locomoção em cadeira de rodas, podem apresentar

adaptações musculares diferentes entre os membros superiores dominante e não dominante (HAMILL; KNUTZEN, 2012).

Nesse contexto, a hipótese deste estudo de que não haveria assimetria entre os membros dominante e não dominante em usuários de cadeira de rodas foi parcialmente aceita, tendo em vista que os índices de assimetria dos flexores e extensores concêntrico e excêntrico em 60°/seg e 180°/seg não ultrapassaram os valores de referência, indicando ausência de assimetria. No entanto, na contração excêntrica dos flexores do cotovelo a 180°/seg o índice de assimetria foi superior ao esperado (IA%=12,33). Como o valor de assimetria foi positivo, isso indicou assimetria para o membro dominante (Tabela 7), o que pode ocorrer mesmo o movimento propulsivo sendo simultâneo, pois há outros movimentos, realizados durante as tarefas diárias, que podem levar a assimetrias para o membro dominante.

Poucos estudos foram encontrados em relação à assimetria em usuários de cadeira de rodas manual. No entanto, o estudo que reportou tal interesse, avaliou a assimetria na contração concêntrica na velocidade de 60°/seg em tenistas de cadeira de rodas (MOON *et al.*, 2013). Os autores observaram que os atletas apresentaram assimetria entre os membros dominante e não dominante tanto para os flexores quanto para os extensores do cotovelo, sugerindo fortalecimento muscular para o membro não dominante em relação ao contralateral. Similarmente, Söderman *et al.* (2001) apontam que atletas de tênis em cadeira de rodas têm maiores chances de apresentar lesões na articulação do cotovelo em decorrência das demandas específicas da modalidade e que a propulsão em cadeira de rodas por si só, não seria o principal fator etiológico dessas lesões.

Avaliações referentes a assimetrias, considerando diferentes contrações musculares na musculatura do cotovelo, foram reportadas por Carpes *et al.* (2012). Os autores não observaram assimetria nas contrações concêntricas dos flexores e tão pouco nas contrações concêntricas dos extensores do cotovelo ao avaliar adultos não treinados nas velocidades de 60°/seg, 120°/seg, 180°/seg, 240°/seg e 300°/seg e ainda observaram que com o aumento da velocidade angular diminuía as assimetrias.

Em partes, nossos resultados se assemelham aos de Carpes *et al.* (2012), uma vez que nossos participantes não apresentaram assimetria na maioria das contrações concêntricas para os flexores e extensores do cotovelo. No entanto, os valores do índice de assimetria encontrados em nosso estudo foram superiores (-3,62% a 12,33%) quando comparados aos adultos não treinados do estudo anterior (-0,07% a 0,06%). As diferenças encontradas entre esses dois grupos indicam uma adaptação dos cadeirantes em relação aos adultos não treinados. Isso pode estar relacionado ao fato dos usuários de cadeira de rodas manual utilizarem a musculatura

flexora e extensora do cotovelo em velocidades de contração superiores aos não cadeirantes, haja vista que os membros superiores são exigidos durante a locomoção em cadeira de rodas, ao passo que as pessoas não cadeirantes utilizam os membros superiores com uma demanda menor e isso parece explicar os índices de assimetrias menores aos dos cadeirantes.

Por outro lado, nosso estudo identificou que os músculos flexores nas contrações excêntricas do membro dominante estão superiores ao não dominante em  $180^\circ/\text{seg}$ . Ao que tudo indica, os cadeirantes realizam tarefas com grande exigência dos flexores em contrações excêntricas (com ênfase no membro dominante), para desacelerar o movimento do tríceps em maiores velocidades. Pode ser que esses movimentos estejam mais atrelados à prática esportiva (mudanças de direção, arremessos, desacelerações). Com base nessa premissa, seria importante identificar quais tarefas podem levar ao desenvolvimento dessa assimetria, para conseguir intervir de forma a minimizar essas ações antes do surgimento de lesões.

Adicionalmente, como já apontado, a ausência de assimetria nas demais contrações concêntricas e excêntricas em ambas velocidades podem estar associadas ao fato da tarefa propulsiva da cadeira de rodas ser um movimento cíclico, bilateral, executado repetidas vezes ao dia, o que pode promover simetria bilateral (VEGTER *et al.*, 2014). Confirmando essa ideia, Hurd *et al.* (2008) já haviam apresentado uma análise cinemática durante a propulsão em cadeira de rodas, em diferentes planos ou superfícies, em que não foi observada assimetria entre os membros. No entanto, ao analisar de forma mais individualizada, os mesmos autores observaram que, no membro dominante, os índices de assimetria na condição de inclinação da cadeira de rodas, foi exposto a maiores demandas para resistir a tendência de declive. Teixeira e Paroli (2000), por sua vez, sugerem que a assimetria bilateral de desempenho muscular pode ser minimizada com a prática repetitiva de tarefas em que haja a utilização de ambos os membros do corpo. Todavia, a assimetria pode ocorrer caso o indivíduo utilize predominantemente o membro dominante para desempenhar tarefas específicas.

Com base nesses pressupostos, vale ressaltar que apesar dos cadeirantes desenvolverem muitas tarefas diárias de forma bilateral, nosso estudo apontou assimetria acima dos valores normativos em velocidade angular intermediária de  $180^\circ/\text{seg}$ , o que ressalta a importância de se avaliar diferentes velocidades angulares e tipos de contrações, trazendo informações relevantes aos profissionais da saúde que trabalham com essa população. Ademais, essas avaliações podem nortear futuras investigações e servir de valores de referência. Baseando-se em evidências científicas, é possível identificar em quais ações musculares os usuários de cadeira de rodas manual podem ser mais vulneráveis e propensos a desenvolver lesões.

### 5.5 Avaliações de parâmetros morfológicos

Estudos que tenham utilizado a ultrassonografia para avaliar medidas de espessura muscular e de ecointensidade em usuários de cadeira de rodas são escassos, apesar das avaliações morfológicas terem tido destaque nos últimos anos para outras populações (RADAELLI *et al.*, 2011; MATTA *et al.*, 2011; BURTON; STOCK, 2018). No entanto, essas medidas de espessura muscular e ecointensidade são impactadas de forma diferente, ao passo que o aumento da espessura muscular representa melhora do desempenho muscular, o aumento da ecointensidade significa diminuir o desempenho muscular (SILVA *et al.*, 2018).

Nesse contexto, o objetivo do presente estudo foi avaliar a espessura muscular e a ecointensidade dos músculos bíceps braquial, braquiorradial e tríceps braquial e comparar, entre os membros dominante e não dominante de usuários de cadeira de rodas manual, por meio da ultrassonografia. Nossa hipótese foi de que não haveria diferença entre os membros dominante e não dominante para as medidas de espessura muscular e de ecointensidade nos músculos avaliados. Como não foram observadas diferenças significativas entre os membros, em nenhuma das medidas investigadas, nossa hipótese foi confirmada.

Considerando que o musculoesquelético é altamente adaptável ao estímulo recebido (WILLIAMS; GOLDSPIK, 1978) e as atividades realizadas pelos cadeirantes exigem que os membros dominante e não dominante realizem similar esforço muscular, ao que tudo indica, não influenciam qualquer diferença nas medidas de espessura muscular e tão pouco os valores de ecointensidade entre os membros. Um ponto interessante a ser destacado até o presente momento é de que estes resultados, referentes as avaliações morfológicas, vão ao encontro dos demais achados investigados em nosso estudo (assimetrias, razões de equilíbrio, torque-ângulo), ou seja, parece que o uso dos membros dominante e não dominante, de forma conjunta na maioria das tarefas diárias e de locomoção na cadeira de rodas, não afeta, de forma desproporcional, as medidas entre o membro dominante e o contralateral na articulação do cotovelo.

Contudo, investigações com o uso da ultrassonografia são importantes, uma vez que a partir delas, é possível identificar alterações morfológicas e/ou patológicas em decorrência das atividades realizadas pelos cadeirantes. Avaliações dessa natureza trazem informações de alterações advindas de distrofias ou atrofia relacionadas a algumas deficiências, que podem diminuir ou aumentar alguns parâmetros morfológicos (MAURITS *et al.*, 2004).

Lee e Shin (2017) observaram que a área de secção transversa dos extensores longo do carpo do membro direito e os extensores dos dedos do membro esquerdo de usuários de cadeira de rodas são maiores do que de pessoas sem deficiência. Dessa forma, parece existir uma

adaptação pela sobrecarga imposta diariamente ser maior nos cadeirantes, no entanto, apesar de apresentarem maior área de secção transversa, o uso excessivo predispõe os cadeirantes a lesões musculoesqueléticas.

Similarmente, Calmels *et al.* (1992), ao compararem a área de secção transversa do bíceps braquial e tríceps braquial entre jogadores de basquete em cadeira de rodas e de jogadores de basquete não cadeirantes, observaram que a área de secção transversa foi maior nos cadeirantes em relação aos não cadeirantes em ambos os músculos avaliados. Os autores apontam que estes resultados podem estar atrelados às tarefas realizadas diariamente, as quais requerem que os cadeirantes sofram maiores demandas musculares nos membros superiores.

Da mesma forma, Erhan *et al.* (2013), compararam a espessura do tendão do tríceps no membro dominante, por meio da ultrassonografia entre pessoas com paraplegia e sem deficiência e observaram que os cadeirantes apresentavam um tendão significativamente mais espesso do que as pessoas sem deficiência. Brose *et al.* (2008) observaram que a idade, a massa corporal e o tempo de uso da cadeira são as variáveis que mais afetam a rigidez, a espessura e o comprimento do tendão do bíceps em usuários de cadeira de rodas.

Buscando na literatura estudos com pessoas sem deficiência para comparar aos nossos achados, observamos que os valores de espessura muscular para o bíceps e braquial variou de 3,04 cm (FUKUNAGA *et al.*, 2001), 3,7 cm (MATTA *et al.*, 2011) e 3,65 cm (RADAELLI *et al.*, 2011) respectivamente, ao passo que os cadeirantes do presente estudo apresentaram espessura muscular de 2,82 cm. Para o tríceps braquial, os valores variaram entre 3,03 cm (FUKUNAGA *et al.*, 2001), 3,4 cm (MATTA *et al.*, 2011) e para os participantes de nosso estudo 2,28 cm (Tabela 8). Em relação à espessura muscular do braquiorradial, até então não foram encontrados valores de referência.

Diferentemente do estudo de Calmels *et al.* (1992), os quais apontaram que os usuários de cadeira de rodas apresentam maior área de secção transversa na musculatura do bíceps e tríceps braquial, devido às tarefas diárias do que os não cadeirantes, nosso estudo diverge, tendo em vista que os valores de espessura muscular foram menores para os cadeirantes quando comparados aos valores na literatura em pessoas que não usam cadeira de rodas.

Todavia, essa comparação requer cautela, uma vez que os participantes do presente estudo são um grupo heterogêneo, ao passo que em estudos com pessoas sem deficiências as amostras tendem a ser mais homogêneas. De forma individual, foi observado que as mulheres do nosso estudo apresentam espessura muscular inferiores aos homens, o que provavelmente contribuiu para diminuir os valores médios de espessura muscular.



Além da espessura muscular, nosso estudo objetivou comparar as medidas de ecointensidade entre os membros dominante e não dominante nos músculos bíceps braquial, braquiorradial e tríceps braquial. Essa medida tem sido utilizada para avaliar a quantidade de tecido fibroso (PILLEN *et al.*, 2009) e adiposo intramuscular (YOUNG *et al.*, 2015), frequentemente avaliada para observar sua influência em resposta ao exercício, seja ele agudo ou crônico (WONG *et al.*, 2020) ou mesmo para avaliar a qualidade muscular após períodos de hospitalizações (SILVA *et al.*, 2018).

Assim como com a espessura muscular, as comparações com as medidas de ecointensidade entre estudos devem ser cuidadosas, pois as avaliações são sensíveis e requerem maior experiência do avaliador. Porém, outros fatores podem contribuir, como por exemplo, o posicionamento do probe, modelo e configuração do ultrassom utilizado, local da medida e forma de analisar as imagens (WONG *et al.*, 2020) e, por isso, há necessidade de que haja cautela nas comparações entre estudos.

No entanto, os estudos têm demonstrado que o aumento da ecointensidade do músculo está associado à perda da força muscular e do desempenho funcional de pessoas hospitalizadas, ou seja, essa medida está correlacionada de forma negativa com o torque muscular, ao passo que, quanto maior forem os valores de ecointensidade menor será a capacidade de um músculo produzir torque (PARRY *et al.*, 2015; ARTS *et al.*, 2010). Essa medida é frequentemente associada ao envelhecimento, pois com a diminuição das tarefas diárias os idosos apresentam aumento do tecido fibroso e adiposo dentro do músculo e conseqüentemente são observados valores superiores de ecointensidade (PILLEN *et al.*, 2014).

Nesse contexto, um estudo avaliou a ecointensidade do bíceps braquial antes e depois de uma intervenção com treinamento de força de baixo e alto volume de treino em mulheres idosas. Os resultados mostram que os valores de ecointensidade diminuíram independentemente do tipo de treinamento e conseqüentemente as idosas aumentaram a produção de torque muscular (RADAELLI *et al.*, 2013).

Maeda *et al.* (2019) observaram que a paralisia motora, associada ao envelhecimento e desnutrição contribuíram para atrofia do quadríceps em pessoas pós acidente vascular encefálico (AVE) e esses fatores levaram a aumentos da ecointensidade e, conseqüentemente, levaram à perda da qualidade muscular. Da mesma forma, Rayan *et al.* (2011) observaram que em pacientes pós AVE, o percentual de gordura intramuscular acaba sendo maior no membro parético que o não parético.

Em nosso estudo não foi observada diferença entre membro dominante e não dominante (Tabela 8) possivelmente pela exigência muscular imposta aos cadeirantes ser bi-manual dos

flexores e extensores do cotovelo. Como o membro superior é exigido para todas as tarefas nessa população, pode ser que isso contribua de alguma maneira para uma melhor qualidade muscular. O que não acontece em pessoas com paresia, haja vista que, a diminuição de atividades realizadas pelo membro afetado tem qualidade muscular diminuída em relação ao membro contralateral não afetado pelo AVE (RAYAN *et al.*, 2011). Vale lembrar que a ecointensidade é representada por valores arbitrários, que vão de zero a 255, ou seja, quanto mais altos os valores da ecointensidade significa piora da qualidade muscular (DANKEL *et al.*, 2018).

Em síntese, ao que tudo indica, o uso da cadeira de rodas proporciona adaptações similares entre os membros dominante e não dominante, haja vista não foram observadas diferenças significativas entre os membros, em ambas medidas investigadas (espessura muscular e ecointensidade). Destaca-se que o uso da ultrassonografia em usuários de cadeira de rodas é comumente utilizado, porém para avaliações de caráter clínico devido às dores musculoesqueléticas nos membros superiores (DRAGHI *et al.*, 2007; ERHAN *et al.*, 2013; BROSE *et al.*, 2008).

Contudo, estudos dessa natureza não foram encontrados em usuários de cadeira de rodas manual para os flexores e extensores do cotovelo. Sugere-se que pesquisas futuras utilizem essas medidas para avaliar efeitos crônicos ou agudos após tarefas repetitivas ou prática esportiva de usuários de cadeira de rodas manual, e mesmo para acompanhar períodos pré e pós hospitalizações a fim de observar quais perdas ocorrem em função do acamamento em pessoas pós traumas medulares. Ressalta-se que por não ser uma medida invasiva, a técnica da ultrassonografia possibilita avaliar, de forma segura, sendo possível traçar estratégias para melhorar a qualidade muscular e conseqüentemente o ganho de massa muscular, fatores esses que poderão contribuir para a melhora do desempenho muscular.

## **6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO**

Apesar do estudo apresentar informações relevantes sobre um tema pouco explorado, dentro do contexto no qual foi delineado, algumas limitações devem ser elencadas. Realizar as avaliações em apenas um único dia, tornou o protocolo de avaliação longo, fato que levou a desistências, de alguns sujeitos, que influenciaram o tamanho amostral do estudo

Além disso, a familiarização do protocolo de avaliação foi realizada no mesmo dia da coleta o que pode ter influenciado nos resultados obtidos, principalmente, durante as contrações excêntricas. O tempo investido para a aplicação do protocolo para avaliação do torque foi extenso e dificultou a inserção de mais ângulos articulares para avaliação. Destaca-se também a não inclusão de um grupo sem deficiência o que de fato poderia facilitar uma melhor compreensão dos fenômenos estudados.

## 7 APLICAÇÕES PRÁTICAS

O presente estudo traz informações sobre quais ângulos articulares podem ser utilizados para avaliar, de forma otimizada, a produção de torque isométrico dos flexores e extensores do cotovelo de usuários de cadeira de rodas, dados estes não encontrados na literatura até o momento. Além do mais, avaliações de torque muscular em diferentes contrações musculares e velocidades angulares podem trazer informações, até então, pouco exploradas, as quais podem facilitar uma melhor compreensão de adaptações musculares em membros superiores de usuários de cadeira de rodas.

Dores musculares nos membros superiores foram relatadas pela maioria dos cadeirantes, o que pode contribuir para afastamentos das práticas esportivas, de exercícios físicos e até mesmo das atividades da vida diária. Ressalta-se a importância da aplicação de programas de atividades físicas, incluindo exercícios de fortalecimento, alongamento e aeróbios para aprimorar as capacidades físicas dessa população, assim como para minimizar desconfortos e dores musculares, contribuindo, assim, para a melhora da sua qualidade de vida.

A partir dos dados obtidos neste estudo de que os participantes apresentaram desequilíbrios musculares nas razões funcionais de torque excêntrico dos flexores do cotovelo, em ambos os membros e nas duas velocidades angulares avaliadas, os profissionais da área devem desenvolver estratégias por meio de exercícios para minimizar esses desequilíbrios. Parece não haver diferenças nas variáveis de torque muscular entre os membros superiores dominante e não dominante dos usuários de cadeira de rodas, o que por um lado é positivo, pois não sobrecarrega apenas um dos membros.

Por outro lado, quando observados desequilíbrios musculares, indicou-se que estes acontecem também em ambos os membros, o que pode ser preocupante, pois o risco de lesionar os dois membros superiores também aumenta. Além do mais, parece que a assimetria, ao que tudo indica, está relacionada às tarefas que exigem mais o torque excêntrico nos flexores do cotovelo do membro dominante, na velocidade angular de 180°/seg. Entender quais exercícios ou tarefas diárias estão desencadeando esses desequilíbrios é um desafio, devido ao movimento dinâmico e constante, porém só a partir da identificação dessas tarefas podem ser realizadas estratégias para minimizar estes desequilíbrios.

Ressalta-se também a importância de que durante a prática de atividade física sejam enfatizados exercícios de fortalecimento da musculatura do tronco, que pode contribuir no momento da propulsão da cadeira de rodas, principalmente quando realizada em maiores

velocidades. Aumentando a amplitude de contato da mão ao aro da cadeira de rodas, é possível diminuir a frequência de toque da mão ao aro, reduzindo conseqüentemente o número de repetições que serão realizadas pelos membros superiores durante a propulsão da cadeira de rodas.

Manter a independência nas tarefas diárias é fundamental para os usuários de cadeira de rodas, pois desconfortos e/ou lesões podem levar à imobilização de um dos membros superiores e isso vai interferir diretamente na sua mobilidade diária, visto que os membros superiores são os que possibilitam uma vida ativa e de independência para as pessoas que utilizam esse meio de locomoção.

## 8 CONCLUSÕES

O presente estudo descreveu a curva torque-ângulo dos músculos flexores e extensores do cotovelo de ambos os membros de usuários de cadeira de rodas manual. Isso possibilitou identificar que, os ângulos de 30° e 60° apresentam maior torque independente do membro, indicando uma adaptação funcional em decorrência da exigência diária nos flexores e extensores do cotovelo.

As razões funcionais e convencionais não diferem entre os membros dominante e não dominante. As razões convencionais estavam de acordo com os valores normativos, o que sugere não ter desequilíbrios entre os agonistas e antagonistas do cotovelo, nas velocidades angulares de 60°/seg e 180°/seg. As razões funcionais de torque excêntrico de flexores do cotovelo foram maiores que o torque de extensão concêntrica, indicando desequilíbrio muscular em ambas velocidades avaliadas.

Em relação às assimetrias, não foram encontradas diferenças significativas nas velocidades e contrações avaliadas entre os músculos extensores do membro dominante e não dominante. O mesmo foi observado na maioria das velocidades e contrações dos flexores do cotovelo, contudo os flexores na contração excêntrica do membro dominante apresentaram valores acima de 10% em relação ao membro contra lateral, indicando a presença de assimetria. Por fim, não houve diferenças entre os membros para a espessura e qualidade muscular do bíceps braquial, braquiorradial e tríceps braquial.

Este estudo traz informações e dados quantitativos relevantes quanto aos aspectos relacionados à biomecânica do cotovelo de usuários de cadeira de rodas. Espera-se que estes resultados, juntamente com futuros estudos, possam trazer valores de referência que auxiliem profissionais da área da saúde e do esporte no processo de reabilitação e treinamento dos membros superiores dessa população.

## REFERÊNCIAS

- AAGAARD, P. *et al.* Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **J Appl Physiol**, v.93, n.4, p.1318–26, 2002.
- ABE, T. *et al.* Relationship between ultrasound muscle thickness and MRI-measured muscle cross-sectional area in the forearm: a pilot study. **Clin Physiol Func Imag**, v. 38, n. 4, p. 652–655, 2018.
- ABE, T. *et al.* Effects of 20 days bed rest on muscle morphology. **J Gravit Physiol**, v.4, p.10–14, 1997.
- ABE, T. *et al.* Morphological and functional relationships with ultrasound measured muscle thickness of lower extremity: a brief review. **Ultrasound**, v.23, p.166–173, 2015.
- ABE, T. *et al.* Associations between handgrip strength and ultrasound-measured muscle thickness of the hand and forearm in young men and women. **Ultrasound Med Biol**, v.41, p.2125–2130, 2015.
- AMADIO, AC.; SERRÃO, JC. A biomecânica em educação física e esporte. **Rev Bras Educação Física Esporte**, v. 25, p.15–24, 2011.
- AMBROSIO, F. *et al.* Biomechanics and strength of manual wheelchair users. **J Spinal Cord Med**, n.28, p.407–414, 2005.
- ANTONELI, MRMC. Prescrição de cadeira de rodas. In TEIXEIRA, E. *et al.* Reflexões sobre a influência do fator cultural no processo de atendimento de Terapia Ocupacional. **Rev Terapia Ocup da USP**, v.2, n.1, p.30–33, São Paulo, 1991.
- AQUINO, CF. *et al.* A utilização da dinamometria isocinética nas ciências do esporte e reabilitação. **Rev Bras Ciên Mov**, v.15, n.1, p.93–100, 2007.
- ARTS, IMP. *et al.* Normal values for quantitative muscle ultrasonography in adults. **Muscle Nerve**, v.41, n.1. p.32–41, 2010.
- BALTZOPOULOS, V.; BRODIE, DA. Isokinetic Dynamometry: Applications and Limitations. **Sports Med**, v.8, n.2, p.101–116, 1989.
- BEMBEN, MG. *et al.* The effect of the rate of muscle contraction on the force-time curve parameters of male and female subjects. **Res Q Exercise Sport**, v.61, p.96-9, 1990.
- BLAZEVIICH, AJ. *et al.* Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. **J Anat**, 2007.
- BONINGER, ML. *et al.* Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. **Arch Phys Med Rehabil**, v.83, n.5, p.718–23, 2002.

- BONINGER, ML. *et al.* Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender. **Arch Phys Med Rehabil**, v.84, n.11, p.1615–20, 2003.
- BOUILLARD, K. *et al.* Evidence of changes in load sharing during isometric elbow flexion with ramped torque. **J Biomech**, v.45, n.8, p.1424–9, 2012.
- BURTON, AM.; STOCK, MS. Consistency of novel ultrasound equations for estimating percent intramuscular fat. **Clin Physiol Func Imaging**, v.38, n.6, p.1062–1066, 2018.
- CALMELS, P.; MINARE, P. A review of the role of the agonist/antagonist muscle pairs ratio in rehabilitation. **Disab Rehab**, v.17, n.6, p.265–76, 1995.
- CALMELS, P. *et al.* A comparative study of the muscle strength and mass of the arm flexors and extensors in paraplegic and in non paraplegic basketball players. **Paraplegia**, v.30, p.509–516, 1992.
- CARPES, F. *et al.* Preferência e assimetria de torque na articulação do cotovelo. **Motriz Rev Educação Física**, v.18, n.2, p.319–326, 2012.
- CHEN, Y. *et al.* Weight matters: physical and psychosocial well being of persons with spinal cord injury in relation to body mass index. **Archi Physical Med Rehab**, v.92, n.3, p.391–398, 2011.
- COYLE, EF. *et al.* Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. **Med Sci Sports Exer**, v.23, n.1, p.93–107, 1991.
- CUSTÓDIO, NRO. *et al.* Lesão medular no Centro de Reabilitação e Readaptação. **Coluna/Columna**, v.8, n.3, p.265–68, 2009.
- CRAMER, JT. *et al.* isokinetic dynamometry in healthy versus sarcopenic and malnourished elderly : beyond simple measurements of muscle strength. **J Appl Geron**, v. 36, n. 6, p. 709–732, 2015.
- CRETA, D.; ZUCCHINI, A. The Elbow in wheelchair and Paralympic athlete. In: PORCELLINI, G. *et al.* (Org.). The Elbow. Cham: **Springer Inter Publishing**, p.77–101, 2018.
- CHAPLEAU, J. *et al.* Validity of goniometric elbow measurements: comparative study with a radiographic method. **Clin Orthop Relat Res**, v.469, n.11, p.3134–3140, 2011.
- CHAVET, P. *et al.* Asymmetry of lower extremity responses to external impact loading. **Hum Mov Sci**, Amsterdam, v.16, p.391–406, 1997.
- DEL DUCA, GF. *et al.* Incapacidade funcional para atividades básicas e instrumentais da vida diária em idosos. **Rev Saúde Pública**, v.43, n.5, p.796–805, 2009.
- DELLABIANCIA, F.; PORCELLINI, G.; MEROLLA, G. Instruments and techniques for the analysis of wheelchair propulsion and upper extremity involvement in patients with spinal cord injuries: Current concept review. **Muscles Ligaments Tendons J**, v.3, n.3, p.150–6, 2013.



DIAS, C. *et al.* Adaptações morfológicas musculares na espasticidade: revisão de literatura. **Sci Med**, v.23, n.2, p.102–107, 2013.

DOST, G. *et al.* The effects of upper extremity progressive resistance and endurance exercises in patients with spinal cord injury. **J Back Musculosk Rehab**, v.27, n.4, p.419–26, 2014.

DVIR, Z. Relevant, less relevant and irrelevant isokinetic strength test parameters: Some critical comments. **Mov Sport Sci Motricité**, v.21, n.85, p.15–21, 2014.

EMA, R. *et al.* In vivo measurement of human rectus femoris architecture by ultrasonography: validity and applicability. **Clin Physiol Funct Image**, v.33, p.267–273, 2013.

ERHAN, B. *et al.* Elbow problems in paraplegic spinal cord injured patients: Frequency and related risk factors-a preliminary controlled study. **Spinal Cord**, v.51, n.5, p.406–8, 2013.

ESTATÍSTICAS. IBGE e Pesquisa Nacional de Saúde 2013: Ciclos de vida: Brasil e grandes regiões. 2015.

FONSECA, S. *et al.* Caracterização da performance muscular em atletas profissionais de futebol. **Rev Bras Med Esporte**, v.13, n.3, 2007.

FOLLMER, B. *et al.* Analysis of elbow muscle strength parameters in Brazilian jiu-jitsu practitioners. **J Sports Sci**, v.35, n.23, p.2373–2379, 2017.

FRASSON, VB. *et al.* Dorsiflexor and plantarflexor torque-angle and torque- velocity relationships of classical ballet dancers. **Braz J Biomec**, n, p.31–37, 2007.

FRASSON, VB.; VAZ, MA. Influência da adaptação funcional na capacidade de produção de força no músculo esquelético. **Rev Perfil**, n.4, p.103–110, 2000.

FROST, S. *et al.* Cadeira de rodas: Pacote de treinamento em serviços. **Organização Mundial da Saúde**. São Paulo, 2012.

FUKUMOTO, Y. *et al.* Skeletal muscle quality assessed from echo intensity is associated with muscle strength of middle-aged and elderly persons. **Euro J App Physiol**, v. 112, n. 4, p. 1519–1525, 2012.

GAO, J. *et al.* Ultrasound strain imaging in assessment of biceps muscle stiffness and dynamic motion in healthy adults. **Ultrasound Med Biol**, v.43, n.8, p.1729–1736, 2017.

GIANINI, P. *et al.* Dor no ombro em pacientes com lesão medular. **Acta Ortop Bras**, v.14, n.1, p.44–47, 2006.

GIL, AC. **Como elaborar projetos de pesquisa**. 3 ed. Editora: Atlas. São Paulo.1991.

GIRONDA, R. *et al.* Upper limb pain in a national sample of veterans with paraplegia. **J Spinal Cord Med**, v.27, p.120–127, 2004.

GHANI, NM.; TOKHI, MO. Sit-to-stand and stand-to-sit control mechanisms of two-wheeled wheelchair. **J Biomec Eng**, v.138, n.4, 2016.

GONSALVES, EP. Escolhendo o percurso metodológico. **Iniciação à pesquisa científica**. Campinas: SP, Editora: Alínea, p. 63–71, 2007.

GORDON, AM. *et al.* The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. **J Phys**, v.184, p.170–192, 1966.

GROAH, SL.; LANIG, IS. Neuromusculoskeletal syndromes in wheelchair athletes. **Seminars Neurology**, v.20, n.2, p.201–208, 2000.

GOOSEY-TOLFREY, VL. *et al.* Sprint performance and propulsion asymmetries on an ergometer in trained high – and – low point wheelchair rugby players. **Scand J Med Sci Sports**, v.28, n. 5, p.1586-1593, 2018.

HALL, S. **Biomecânica Básica**. 7ª edição [Reimpr]. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2017.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. 3ª. Manole ed. BARUERI, SP., 2012.

HANSEN, EA. *et al.* The shape of the force–elbow angle relationship for maximal voluntary contractions and sub-maximal electrically induced contractions in human elbow flexors. **J Biomec**, v.36, p.1713–1718, 2003.

HATCHETT, PE. *et al.* Body mass index changes over 3 years and effect of obesity on community mobility for persons with chronic spinal cord injury. **J Spinal Cord Med**, v.39, n.4, p.421–32, 2016.

HUXLEV, H.; HANSON, J. Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. **Nature**, v.173, p.973–970, 1954.

HUXLEV, AF. Muscle structure and theories of contraction. **Prog Biophys Biophys Chem**, v.7, p.255-318, 1957.

HERZOG, W. *et al.* Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters cyclists and runners. **Med Sci Sports Exercise**, v. 23, n. 11, p. 1289-96, 1991.

HURD, WJ. *et al.* Biomechanic evaluation of upper-extremity symmetry manual wheelchair propulsion over varied terrain. **Arch Phys Med Rehab**, v. 89, n. 10, p. 1996-2002, out. 2008.

IRWIN, RW.; WOLFF, ET. Assessment of neuromuscular conditions using ultrasound. **Phys Med Rehab Clin North America**, v. 25, n. 3, p. 531–43, 2014.

JAZRAWI, LM. *et al.* **Biomechanics of the elbow**. In Susan J Hall, **Biomecânica Básica**, 7ª ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2017.

JAIMES, KAG.; DUARTE, M. **Avaliação biomecânica de usuários de cadeira de rodas manual**. Dissertação de Mestrado. Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas da Universidade Federal do ABC, 2016.

KAUER, J. *et al.* Avaliação da razão de torque dos músculos flexores e extensores do cotovelo em paratletas. **Braz J Biomec**, v.7, n.12, p. 1576–1581, 2006.

KAWANISHI, CY.; GREGUOL, M. Avaliação da autonomia funcional de adultos com lesão medular. **Rev Terapia Ocup Univer São Paulo**, v.25, n.2, p.159–166, 2014.

KEELEY, D. *et al.* Predicting asymmetrical lower extremity strength deficits in college-aged men and women using common horizontal and vertical power field tests: a possible screening mechanism. **J Streng Cond Res**, v.25, n.6, p.1632–7. 2011.

KOEHLER, AN. Biomechanical Modeling of Manual Wheelchair Propulsion: Force Capability Investigation for Improved Clinical Fitting Procedures. 2017. The Ohio State University, 2017.

KOTAJARVI, BR. *et al.* Upperextremity torque production in men with paraplegia who use wheelchairs. **Arch Phys Med Rehabil**, v.83, p.441–6, 2002.

KULING, K. *et al.* Human Strength Curves. **Exercise Sport Sci Rev**, v.12 n.1, p.417–466, 1984.

KNAPIC, J. *et al.* Isometric, isotonic, and isokinetic torque variations in four muscle groups through a range of joint motion. **Phys Ther**, v.63, n.3, p.938–947 1983.

KWARCIAK, AM. *et al.* Redefining the manual wheelchair stroke cycle: identification and impact of nonpropulsive pushrim contact. **Arch Phys Med Rehab**, v. 90, n. 1, p. 20–26, 2009.

LANFERDINI, FJ. *et al.* Echo intensity reliability for the analysis of different muscle areas in athletes. **Reliab Muscle's Echo Intensity Anal**, v. 33, n.12, p.3353–3360, 2019.

LEEDHAM, JS.; DOWLING, JJ. Force-length, torque-angle and EMG-joint angle relationships of the human in vivo biceps brachii. **Euro J App Phys**, v.70, p.421-426, 1995.

LEE, G.; SHIN, Y. The Influence of wheelchair use of individuals with spinal cord injury on upper extremity muscular function and cross-sectional area. **Korean J Sports Med**, v.36, n.1, p.24–33, 2018.

LIEBER, RL.; FRIDEN, JD. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. **Muscle Nerve**, v.23, p.1647–1666, 2000.

LIEBER, RL.; WARD, SR. Skeletal muscle design to meet functional demands. **Philosop Trans Royal Society B: Biol Sci**, v.366, 1466–1476, 2011.

LIN, Y. *et al.* Effects of repetitive shoulder activity on the subacromial space in manual wheelchair users. **BioMed Resea Inter**, p.1–9, 2014.

- LOPEZ, P. *et al.* Does rest time before ultrasonography imaging affect quadriceps femoris muscle thickness, cross-sectional area and echo intensity measurements? **Ultrasound Medic Biology**, v.45, n.2, p.612–616, 2019.
- MAEDA, H. *et al.* Relationship of Quadriceps Muscle Thickness with Motor Paralysis and Muscle Echo Intensity in Post-Stroke Patients. **Eur Neurol**, v.81, p.56–62, 2019.
- MAARTEN, DB. *et al.* Effect of 5 weeks horizontal bed rest on human muscle thickness and architecture of weight bearing and non-weight bearing muscles. **Eur J Appl Physiol**, v.104, p.401–407, 2008.
- MATTA, T. *et al.* Strength training's chronic effects on Muscle architecture parameters of different Arm sites. **J Streng Cond Resea**, v.25, n.6, p.1711–1717, 2011.
- MAURITS, NM. *et al.* Muscle ultrasound in children: normal values and application to neuromuscular disorders. **Ultrasound Med Biol**, v.30, n.8, p.1017–1027, 2004.
- MEDOLA, F. *et al.* O esporte na qualidade de vida de indivíduos com lesão da medula espinhal: série de casos. **Rev. bras. med. esporte**, p. 254-256, 2011.
- MEHRHOLZ, J. *et al.* Locomotor training for walking after spinal cord injury (Review). **Spine**, v.33, n.21, p.E768–E777, 2008.
- MIYATANI, M. *et al.* The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups. **Eur J Appl Physiol**, v.91, n.2–3, p.264–72, 2004.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular**. **Diretrizes de Atenção**. 2<sup>a</sup> ed. Brasília–DF, 2015.
- MOON, H. *et al.* Characteristics of upper limb muscular strength in male wheelchair tennis players. **J Exercise Rehab**, v.9, n.3, p.375–80, 2013.
- MORREY, BF.; SANCHEZ-SOTELO, J. **The elbow and its disorders**. Fourth Edition, [sd].
- MULROY, SJ. *et al.* Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. **Arch Phys Med Rehabil**, v.77, p.187–193, 1996.
- MURRAY, WM. *et al.* Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. **J Biomec**, v.28, p. 513– 25, 1995.
- MURPHY, A J. *et al.* Isometric assessment of muscular function: the effect of joint angle. **J Appl Biomec**, v.11, p.205-15, 1995.
- NAKAMURA, M.; IKEZOE, T. Effects of a 4-week static stretch training program on passive stiffness of human gastrocnemius muscle-tendon unit in vivo. **Europ J App Phys**, v. 112, n. 7, p. 2749–2755, 2012.
- NELSON, CM. *et al.* In vivo measurements of biceps brachii and triceps brachii fascicle lengths using extended field-of-view ultrasound. **J Biomec**, v.49, n.9, p.1948–1952, 2016.

- NELSON, CM. *et al.* Motor Impairment–Related Alterations in Biceps and Triceps Brachii Fascicle Lengths in Chronic Hemiparetic Stroke. **NeuroNeural Repair**, v.32, n.9, p.799–809, 2018.
- NEUMANN, D. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para a reabilitação**. 3ª edição. Rio de Janeiro: Elsevier, 2018.
- NUNES, RFH. *et al.* Isokinetic assessment of muscular strength and balance in brazilian elite futsal players. **Inter J Sports Phys Ther**, v.13, n.1, p. 94, 2018.
- OLIVEIRA, D. *et al.* O desempenho de idosos institucionalizados com alterações cognitivas em atividades de vida diária e mobilidade: estudo piloto. **Rev Bras Fisio**, v.10, n.1, p.91–96, 2006.
- PARRY, SM. *et al.* Ultrasonography in the intensive care setting can be used to detect changes in the quality and quantity of muscle and is related to muscle strength and function. **J Crit Car**, v.30, n.5, p.9–14, 2015.
- PENTLAND, WE.; TWOMEY, LT. Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for Independence: Part 1. **Paraplegia** **32**, 211–218, 1994.
- PILLEN, S. *et al.* Skeletal muscle ultrasound: correlation between fibrous tissue and echo intensity. **Ultrasound Med Biol**, v.35, n.3, p.443–6, 2009.
- PHILIPPOU, A. *et al.* Changes in the angle-force curve of human elbow flexors following eccentric and isometric exercise. **Europ J App Phys**, v.93, p.237-244, 2004.
- RADAELLI, R. *et al.* Low- and high-volume strength training induces similar neuromuscular improvements in muscle quality in elderly women. **Exp Geront**, v.48, n.8, p.710–716, 2013.
- RADAELLI, R. *et al.* Espessura e qualidade musculares medidas a partir de ultrassonografia: Influência de diferentes locais de mensuração. **Rev Bras Cine Desemp Humano**, v.13, n.2, p.87–93, 2011.
- RICE, I. *et al.* Biomechanics. In: Vanlandewijck Y, Thompson W, editors. The Paralympic Athlete: **Handbook of Sports Medicine and Science**. 2011.
- REQUEJO, P. *et al.* Evidence-based strategies to preserve shoulder function in manual wheelchair users with spinal cord injury. **Spring**, v.13, n.4, p.86–119, 2008.
- RIBEIRO NETO, F. *et al.* Differences of relative and absolute strength of individuals with spinal cord injury from able-bodied subjects -a discriminant analysis. **J Sport Rehab**, 2018.
- RIBEIRO NETO, F. *et al.* Influence of relative strength on functional independence of patients with spinal cord injury. **Arch Phys Med Rehab**, v.98, n.6, p.1104–1112, 2017.
- RIBERTO, M. *et al.* Independência funcional de pacientes com lesão medular. **Acta Fisia**, v.12, n.2, p.61–6, 2005.
- RIMMER, JH. Promoting inclusive physical activity communities for people with disabilities.

**Resea Digest, President's Council on Phys Fit Sports**, v.9, n.2, p.1–8, 2008.

ROSSATO, M. *et al.* Cadence and workload effects on pedaling technique of well-trained cyclists. **Inter Jour Sports Med**, v.29, n.9, p.746–752, 2008.

RODRIGUES, AV. *et al.* Estudo sobre as características da dor em pacientes com lesão medular. **Acta Fisiat**, v.19, n.3, p.171–7, 2012.

SAGAWA JÚNIOR, Y. *et al.* Análise da propulsão em cadeira de rodas manual: revisão de literatura. **Fisio Mov**, v.25, n.1, p.185–94, 2012.

SANDERSON, DJ.; SOMMER, HJ. Kinematic features of wheelchair propulsion. **J Biomec**, v.18, n.6, p.423–429, 1985.

SANTOS, SG. **Métodos e técnicas de Pesquisa Quantitativa Aplicada à Educação Física**. Tribo 1ª ed. Florianópolis: [s.n.], 2011.

SARDELLI, M. *et al.* Functional elbow range of motion for contemporary tasks. **J Bone Joint Surg Arm**, v.93, n.5, p.471–477, 2011.

SERON, BB. *et al.* Facilitadores e barreiras percebidas para a prática de atividade física por pessoas com deficiência motora. **Rev Bras Ciên Esporte**, v.37, n.3, p.214–221, 2015.

SHIMADA, SD. *et al.* Kinematic characterization of wheelchair propulsion. **J Rehab Resea Develop**, v. 35, n. 2, p. 210–8, 1998.

SILVA, AC.; ANDRADE, MS. Avaliação isocinética em atletas paraolímpicos. **Rev Bras Med Esporte**, v.8, n.3, p.99–101, 2002.

SILVA, A. *et al.* Atuação da fisioterapia no esporte paralímpico. **Rev Bras Med Esporte**, v.22, n.2, p.157–161, 2016.

SILVA, SEM. *et al.* Correlação entre ativação muscular e níveis de torque propulsor em diferentes tarefas de mobilidade em cadeira de rodas. **HFD**, v.6, n.12, p.2–14, 2017.

SILVA, PE. *et al.* Ultrassonografia musculoesquelética: bases teóricas para avaliação da arquitetura muscular em pacientes criticamente enfermos. **Fisio Terap Inten Adulto**. v.4, n.8, 2018.

SISTO, AS.; DYSON-HUDSON, T. Dynamometry testing in spinal cord injury. **J Rehab Resear Develop**, v.44, n.1, p.123–136, 2007.

SUCHOMEL, T. *et al.* The importance of muscular strength in athletic performance. **Sports Med**, v. 46, n. 10, p. 1419–1449, 2016.

STARRS, P. *et al.* Biomechanical differences between experienced and inexperienced wheelchair users during sport. **Prosth Ortho Inter**, v. 36, n. 3, p. 324–331, 2012.

STEENHUIS, RE.; BRYDEN, MP. Different dimensions of hand preference that relate to skilled and unskilled activities. **Cortex**, v.25, n.2, p.289, 1989.

STEVENS, RD. *et al.* Weakness in the ICU: a call to action. **Crit Care**, v.13, n.6, p.1002, 2009.

TAYLOR, D. *et al.* Experimental muscle strain injury: early functional and structural deficits and the increased risks for reinjury. **Am J Sports Med**, v.21, n.2, p.190–4, 1993.

TERRERI, ASAP. *et al.* Avaliação isocinética no joelho do atleta. **Rev Bras Med Esporte**, v.7, n.5, p.170–174, 2001.

TEIXEIRA, LA.; PAROLI, R. Assimetrias laterais em ações motoras: preferência versus desempenho. **Motriz**, v.6, n.1, p.1–8, 2000.

TICINESI, A. *et al.* Muscle ultrasound and sarcopenia in older individuals: a clinical perspective. **J Amer Medic Direc Assoc**, v.18, n.4, p.290–300, 2017.

TUNSTALL, H. *et al.* Criterion validity of an isokinetic dynamometer to assess shoulder function in tennis players. **Sports Biomec**, v.4, n.1, p.101–11, 2005.

VAN DER WOUDE, LHV. *et al.* Manual wheelchairs: Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. **Med Engin Phys**, v.28, n.9, p.905–915, 2006.

VAN DRONGELEN, S. *et al.* Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. **Arch Phys Med Rehab**, v.86, n.6, p.1214–1220, 2005.

VAN DRONGELEN, S. *et al.* Upper extremity musculoskeletal pain during and after rehabilitation in wheelchair-using persons with a spinal cord injury. **Spinal Cord**, v.44, n.3, p.152–159, 2006.

VAN KEEKEN, H. *et al.* Biomechanics and ergonomics. In Wanlandewijck, YC., Thompsom, WR. **Handbook of Sports Medicine and Science. Training and Coaching the Paralympic Athlete**, Chapter 2, 2016.

VEEGER, HEJ. *et al.* Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. **Clin Biomec**, v.17, n.3, p.211–218, 2002.

WALL, BT. *et al.* Substantial skeletal muscle loss occurs during only 5 days of disuse. **Acta Physiol**, v.210, n.3, p.600–11, 2014.

WIERZBICKA, MM.; WIEGNER, AW. Effects of weak antagonist on fast elbow flexion movements in man. **Exp Bras Res**, v.91, p.509–519, 1992.

WILLIAMS, PE.; GOLDSPINK, G. Changes in sarcomere length and physiological properties in immobilized muscle. **J Anat**, v.127, p.459–468, 1978.

WONG, V. *et al.* Exercise induced changes in echo intensity within the muscle: a brief review. **J Ultrasound**, v.[sv], n.[sn], 2020.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Disab Rehab**. Disponível em: [www.who.int/disabilities/en/](http://www.who.int/disabilities/en/). Acesso em: 15 de fevereiro de 2019.

ZAJAC, FE. Muscle and tendon—properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. **Crit Rev Biomed Eng**, v. 17, p. 359–411, 1989.



## APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA  
CATARINA  
CENTRO DE DESPORTOS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM  
EDUCAÇÃO FÍSICA**



### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Este documento que você está lendo é chamado de Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Ele contém explicações sobre o estudo que você está sendo convidado a participar. Antes de decidir se deseja participar (de livre e espontânea vontade), você deverá ler e compreender todo o conteúdo. Antes de assinar, sinta-se à vontade para esclarecer suas dúvidas. A equipe deste estudo responderá às suas perguntas a qualquer momento do estudo (antes, durante e após o estudo).

Você está sendo convidado a participar como voluntário da pesquisa intitulada **“Influência do uso da cadeira de rodas manual sobre os parâmetros musculares e morfológicos da articulação do cotovelo”** que está vinculado ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), ao Centro de Desportos (CDS) e ao Laboratório de Biomecânica (BIOMECA) da mesma universidade. Este estudo tem por objetivo avaliar os parâmetros morfológicos e musculares da articulação do cotovelo em usuários de cadeira de rodas manual.

Você será considerado apto a participar deste estudo se: 1) ter idade acima de 18 anos; 2) ter deficiência física; 3) ser usuário de cadeira de rodas manual por mais de um ano. No entanto, os que apresentarem os seguintes critérios serão excluídos da pesquisa: 1) possuir lesão musculoesquelética nas articulações envolvidas com o estudo (dor, limitação do movimento); 2) possuir restrição médica para realizar atividades físicas; 3) apresentar alguma desordem metabólica ou cardiovascular; 4) realizar exercícios físicos ou prática esportiva intensa 24 horas antes das avaliações que exijam grande demanda do membro superior.

Com essa pesquisa, você contribuirá para a nossa melhor compreensão a respeito da influência do uso da cadeira de rodas manual na morfologia e nos parâmetros musculares da articulação do cotovelo. Os resultados desse trabalho vão servir de referência para próximos estudos que investigarem essas relações em usuários de cadeira

de rodas. Além do mais, o estudo poderá ser apresentado em congressos ou publicados em revistas científicas, no entanto serão apresentados somente os resultados obtidos referentes a pesquisa como um todo.

Você será avaliado pelos seguintes questionários e testes: a) “Anamnese” é um questionário com perguntas relacionadas às características físicas e de saúde; b) “Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ)- versão curta” com perguntas referentes ao tempo de prática de atividade física durante um período de sete dias; c) “Avaliação antropométrica” por meio da massa corporal, estatura (auto relatada), dobras cutâneas e percentual de gordura; d) “Avaliação da arquitetura muscular”, que se refere a medidas não invasivas obtidas por meio de imagens de ultrassonografia da articulação do cotovelo no membro dominante e não dominante; e) “Avaliação do torque muscular” com o uso do dinamômetro isocinético da articulação do cotovelo no membro dominante e não dominante, por meio de uma avaliação não invasiva, porém posteriormente poderá causar desconforto muscular temporário; f) “Avaliação termográfica”, será avaliada por uma câmera que mede o calor emitido pelo corpo, por meio de imagens, sendo uma ferramenta não invasiva, capaz de diagnosticar lesões.

As avaliações serão realizadas pela equipe de pesquisa com experiência nessas avaliações, em DOIS momentos, totalizando cinco horas. As avaliações serão agendadas de acordo com a sua disponibilidade. A pesquisa será realizada no Centro de Desportos da Universidade Federal de Santa Catarina, bloco V. O mesmo conta com rampas de acesso e elevador para a locomoção dos usuários de cadeira de rodas até o 1º andar, onde serão realizadas as avaliações. Além disso, para sua autonomia e mobilidade serão posicionadas rampas para o seu acesso aos instrumentos de avaliação. Durante todas as avaliações, caso seja necessário, teremos à disposição colaboradores da pós-graduação para o auxílio aos participantes.

O projeto segue as disposições da resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde, respeitando o indivíduo e suas coletividades através dos referenciais básicos da bioética, que asseguram os direitos e deveres que dizem respeito à comunidade científica, aos participantes da pesquisa e ao Estado. A sua participação não gerará custos a você, os custos de traslado para as avaliações serão arcados pelo pesquisador principal, quando necessário. No entanto, a sua participação poderá gerar os seguintes riscos: cansaço, irritação, dores musculares temporárias com a possibilidade de redução temporária da força muscular.

Apesar de todo o cuidado com a confidencialidade, há sempre o risco de quebra de sigilo, ainda que involuntário e não intencional. Sendo assim, você receberá um código que será utilizado em seu questionário e sua identidade não será revelada, sendo sigilosamente preservada. As informações fornecidas serão administradas unicamente pelos pesquisadores, e

serão arquivadas durante cinco (05) anos. Passado esse período, todos os registros de suas informações serão definitivamente descartados

Neste sentido, esclarecemos que caso você tenha algum prejuízo material e imaterial em decorrência da pesquisa, você poderá solicitar indenização, de acordo com a legislação vigente e amplamente substanciada. Ainda, você poderá desistir a qualquer momento da participação na pesquisa, sem ter que apresentar qualquer justificativa e não terá nenhum prejuízo em decorrência disso. Nenhum pagamento adicional será dado para participar deste estudo.

O pesquisador responsável, que também assina este documento, declara que todos os procedimentos serão conduzidos de acordo com o que preconiza a Resolução 466/12 de 12/06/2012. Em caso de dúvidas acerca dos objetivos do estudo e dos procedimentos da pesquisa, você poderá tirar quaisquer dúvidas sobre a pesquisa pelo telefone (48) 3721- 9462, no e-mail: [cintiadelarocha@gmail.com](mailto:cintiadelarocha@gmail.com) ou ainda no bloco administrativo no Centro de Desportos da UFSC, no endereço Vereador Frederico Veras, Pantanal, Florianópolis/SC. Você também poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFSC pelo telefone (48) 3721-6094, no e-mail: [cep.propesq@contato.ufsc.br](mailto:cep.propesq@contato.ufsc.br), ou pelo endereço Rua Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401, Trindade, Florianópolis/SC. Duas vias deste documento estão sendo rubricadas e assinadas por você e pelo pesquisador responsável. Guarde cuidadosamente a sua via, pois é um documento que traz importantes informações de contato que garantem os seus direitos como participante da pesquisa, conforme o item IV.3 (f) da Resolução 466/2012.

Desde já agradecemos a sua colaboração e participação.

---

Prof. Dr<sup>a</sup>. Cíntia de La Rocha Freitas  
Pesquisadora responsável.

Pesquisa: **Influência do uso da cadeira de rodas manual sobre os parâmetros musculares e morfológicos da articulação do cotovelo**

**DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO DO PARTICIPANTE**

Eu, \_\_\_\_\_, R.G. \_\_\_\_\_, li e entendi toda a informação passada sobre o estudo, sendo os objetivos e procedimentos satisfatoriamente explicados. Eu tive tempo suficiente para considerar a informação acima e tive a oportunidade de esclarecer todas as minhas dúvidas. Estou assinando este termo voluntariamente e tenho direito de agora ou mais tarde discutir quaisquer dúvidas que eu venha ter sobre a pesquisa com um dos pesquisadores responsáveis ou com o comitê de ética em pesquisas da Universidade Federal de Santa Catarina. Assinando este termo de consentimento, estou indicando que concordo em participar deste estudo.

Assinatura: \_\_\_\_\_

Florianópolis, \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

**DECLARAÇÃO DO INVESTIGADOR:**

Eu, Grazieli Maria Biduski, CPF: 004731300-50 certifico que, salvo melhor juízo, o participante entendeu a natureza, benefícios e riscos envolvidos com este estudo. Certifico também, que o projeto cumpriu com todas as exigências contidas na Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde.

Assinatura: \_\_\_\_\_

Florianópolis, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

## APÊNDICE B – ANAMNESE

### Caracterização dos participantes

Nome:

Idade:

Cidade:

Telefone:

Email:

Estatura:

Massa corporal:

Diagnóstico de deficiência:

Nível de comprometimento:

Se lesão medular: Completa [  ]

Incompleta [  ]

Tempo de lesão (anos):

Origem da lesão: Traumática [  ]

Congênita [  ]

Causa da lesão (arma de fogo, automobilístico, etc):

Tempo (anos) uso da cadeira de rodas:

Quantidades de transferências num dia comum:

Quantidade de suspensões num dia comum:

Mora sozinho: Sim [  ] Não [  ]

Precisa de algum auxílio para realizar as tarefas diárias? Sim [  ] Não [  ]

Se sim, quais?

Sente ou já sentiu dores musculoesqueléticas nos membros superiores?

[  ] Sim [  ] Não Quais regiões?

Já teve alguma lesão musculoesquelética nos membros superiores?

[  ] Sim [  ] Não Quais regiões?

Já teve de ficar afastado da prática esportiva ou das tarefas diárias?

Sim     Não    Quanto tempo?

Pratica atividade física / esporte?  Sim             Não

Se sim, quais atividades?

Quantas vezes por semana e por quanto tempo pratica atividade física ou esporte?

---

De 1 a 10, quão cansado você se sente após um dia de treinamento, sendo 1 descansado e 10 exausto: \_\_\_\_\_

Faz quantas refeições por dia?

1     2     3     4     5     mais que 5

Faz dieta ou usa alguma suplementação?

Sim     Não

Dorme quantas horas por noite?

É fumante?     Sim     Não

Se sim, quantos cigarros por dia:

Se parou, a faz quanto tempo:

Consome bebida alcoólica?  Sim     Não

Com que frequência semanal:

Se parou, a faz quanto tempo:

Consome drogas estimulantes como cocaína, LSD ou anfetaminas?

Sim     Não            Quais?

Com que frequência semanal:

Faz uso de medicamentos contínuos?

Sim     Não            Quais?

Tem ou teve recentemente uma ou mais das patologias abaixo:

- |  |  |                                      |
|--|--|--------------------------------------|
| <input type="checkbox"/> Problemas cardíacos     | <input type="checkbox"/> Problemas pulmonares            | <input type="checkbox"/> Tonturas    |
| <input type="checkbox"/> Hipertensão             | <input type="checkbox"/> Bronquite                       | <input type="checkbox"/> Asma        |
| <input type="checkbox"/> Colesterol elevado      | <input type="checkbox"/> Glicose elevada                 | <input type="checkbox"/> Diabetes    |
| <input type="checkbox"/> Convulsões              | <input type="checkbox"/> Fraturas óssea                  | <input type="checkbox"/> Cirurgia    |
| <input type="checkbox"/> Dor de cabeça frequente | <input type="checkbox"/> Bursites, artrites e tendinites | <input type="checkbox"/> Osteoporose |
| <input type="checkbox"/> outros                  |  |                                      |

Especifique: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

## **COMPLICAÇÕES SECUNDÁRIAS ÀS PESSOAS COM LESÃO MEDULAR**

### **1. Infecções do trato urinário**

1.1 Considerando os últimos 3 meses, você tem sentido algum dos sintomas como febre, urina turva, problemas com o cateter e fez uso de antibióticos?

Não

Sim Com que frequência? \_\_\_\_\_

1.2 Já precisou de internação hospitalar devido a infecção do trato urinário?

Não

Sim Com que frequência? \_\_\_\_\_

1.3 Faz consultas de rotina com o urologista?

Não

Sim Com que frequência? \_\_\_\_\_

### **2. Úlceras de decúbito**



2.1 Considerando os últimos três meses, você desenvolveu úlceras de decúbito? Se sim, em quais partes do corpo e qual o estágio?

**Estágio 1:** pele está intacta, mas se observa vermelhidão e um pouco de ulceração de pele.

**Estágio 2:** a pele já está perdendo sua espessura, manifestando abrasão, bolha ou cratera superficial.

**Estágio 3:** se observa uma ferida de espessura completa, envolvendo a epiderme, a derme e o subcutâneo.

**Estágio 4:** lesão significativa, destruição ou necrose para os músculos, ossos e estruturas de suporte (tendões e cápsula articular).

Assinalar:

Calcânhares: [1] [2] [3] [4]

Pernas: [1] [2] [3] [4]

Região pélvica (nádegas): [1] [2] [3] [4]

Cotovelos: [1] [2] [3] [4]

Tronco: [1] [2] [3] [4]

Outros: [1] [2] [3] [4]

### 3. Espasticidade

3.1 Considerando os últimos 3 meses, você tem sentido espasmos?

[ ] Não [ ] Sim

Se sim, com que frequência?

[ ] 1 espasmos por dia

[ ] 2-5 espasmos por dia

[ ] 6-9 espasmos por dia

[ ] 10 ou mais espasmos por dia

Observação: \_\_\_\_\_

3.2 Os espasmos prejudicam a funcionalidade das suas atividades da vida diária?

não prejudica  prejudica pouco  prejudica muito

#### 4. Problemas Cardiovasculares

4.1 Quais desses problemas cardiovasculares ocorreram após a lesão?

nenhum

marca-passo cardíaco Data \_\_/\_\_/\_\_

episódio de infarto no miocárdio Data \_\_/\_\_/\_\_

acidente vascular encefálico Data \_\_/\_\_/\_\_

trombose profunda Data \_\_/\_\_/\_\_

Outras: \_\_\_\_\_

4.2 Considerando os últimos 3 meses, você teve algum episódio de disreflexia autonômica?

Sintomas: dor de cabeça, visão embaçada, nariz obstruído, sudorese e vermelhidão acima do nível da lesão, bradicardia e pressão arterial bastante elevada.

Sim  Não

4.3 Considerando os últimos 3 meses, você teve algum episódio pressão arterial baixa e tonturas?

Sim  Não

4.4 Usa algum tipo de recurso para aliviar edema e inchaço nas pernas?

Sim  Não

Se sim, especifique: \_\_\_\_\_

#### 5. Problemas respiratórios

Considerando os últimos 3 meses, você teve problemas respiratórios?

Sim  Não

Se sim, especifique: \_\_\_\_\_

#### 6. Fraturas

Após a lesão, sofreu alguma fratura?

Sim     Não

Se sim, especifique: \_\_\_\_\_

**7. Dor neuropática?**

Sim     Não

Se sim, especifique: \_\_\_\_\_

## ANEXO A – COMITÊ DE ÉTICA

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
SANTA CATARINA - UFSC



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Influência do uso da cadeira de rodas manual sobre os parâmetros musculares e morfológicos da articulação do cotovelo

**Pesquisador:** Cintia de la Rocha Freitas

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 15315219.0.0000.0121

**Instituição Proponente:** UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 3.555.928

#### **Apresentação do Projeto:**

Trata-se de resposta a pendência do de um projeto de dissertação de mestrado do Programa de Pós Graduação em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina, de Grazieli Maria Biduski sob orientação da Profa Dra Cintia de la Rocha Freitas, que assina a folha de rosto como pesquisadora responsável juntamente com a Profa Dra

Kely Samara da Silva, coordenadora do Programa de Pós Graduação em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina. Trata-se de uma pesquisa prospectiva, aplicada, quantitativa, descritiva e empírica, com previsão de 20 participantes. Os critérios de inclusão são ter idade acima de 18 anos; ter deficiência física; e ser usuário de cadeira de rodas manual por mais de um ano. Como critérios de exclusão temos possuir lesão musculoesquelética nas articulações envolvidas com o estudo; Os participantes serão submetidos a: questionários, medidas antropométricas.

A anamnese conterá perguntas abertas e fechadas que irão abordar dados relacionadas a saúde, tipo de deficiência, tempo de uso em cadeira de rodas, dados pessoais, entre outros. Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ)- versão curta adaptada a usuários em cadeira de rodas. possuir restrição médica para realizar atividades físicas; apresentar alguma desordem metabólica ou cardiovascular; e realizar exercícios físicos ou prática esportiva intensa 24 horas antes das avaliações que exija grade demanda do membro superior. Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ), na versão curta, será aplicado para avaliar o nível de atividade física dos participantes

<b>Endereço:</b> Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R. Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401	
<b>Bairro:</b> Trindade	<b>CEP:</b> 88.040-400
<b>UF:</b> SC	<b>Município:</b> FLORIANOPOLIS
<b>Telefone:</b> (48)3721-8094	<b>E-mail:</b> cep.propesq@contato.ufsc.br

Continuação do Projeto: 3.555.628

da pesquisa. Na avaliação Antropométrica serão mensuradas as seguintes medidas: massa corporal, estatura, dobras cutâneas e percentual de gordura. Na avaliação das medidas de ultrassonografia serão avaliadas: espessura muscular (EM), a espessura de gordura subcutânea (EGS) e comprimento do fascículo do músculo dos flexores e extensores do cotovelo. O tecido adiposo intramuscular será avaliado através da Intensidade do eco (IE). Os parâmetros neuromusculares serão realizados a partir da mensuração do torque dos flexores e extensores do cotovelo, em um dinamômetro Isocnético Biodex.

#### Objetivo da Pesquisa:

##### Objetivo Primário:

Avaliar os parâmetros morfológicos e musculares da articulação do cotovelo em usuários de cadeira de rodas manual.

##### Objetivo Secundário:

- Comparar a relação de torque – ângulo e identificar o ângulo ótimo de produção de força dos músculos flexores e extensores da articulação do cotovelo, em usuários de cadeiras de rodas e grupo controle; - Avaliar e comparar arquitetura muscular (comprimento de fascículo, área de seção transversa, ângulo de penetração, gordura intramuscular e espessura muscular) dos flexores e extensores do cotovelo no membro dominante e não dominante, em usuários de cadeiras de rodas e grupo controle; - Avaliar torque muscular isométrico, concêntrico e excêntrico dos flexores e extensores do cotovelo em diferentes velocidades angulares no membro dominante e não dominante, em usuários de cadeiras de rodas e grupo controle; - Obter e comparar as razões funcionais e convencionais dos grupos musculares extensores e flexores do cotovelo por meio do pico de torque (PT) muscular, em usuários de cadeiras de rodas e grupo controle.

#### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

##### Riscos:

A participação poderá gerar os seguintes riscos: cansaço, irritação, dores musculares temporárias com a possibilidade de redução temporária da força muscular.

##### Benefícios:

Com essa pesquisa, você estará contribuindo para a nossa melhor compreensão a respeito da influência do uso da cadeira de rodas manual na morfologia e nos parâmetros musculares da articulação do cotovelo. Avaliações musculares são importantes pois podem nortear desde a fase inicial de reabilitação, como para medir a efetividade das intervenções, verificar o desempenho das pessoas no âmbito esportivo, condicionamento físico, ou mesmo relacionado a déficits de força

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R. Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401  
 Bairro: Trindade CEP: 88.040-400  
 UF: SC Município: FLORIANOPOLIS  
 Telefone: (48)3721-6094 E-mail: cep.propesq@contato.ufsc.br

Continuação do Parecer: 3.595.928

muscular que podem originar dores e lesões musculoesqueléticas.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Os pesquisadores atenderam as orientações contidas no parecer anterior quanto: ajustes no TCLE de acordo com a Resolução 466/2012; inserção do nome da pesquisadoras que se encontrava ausente na primeira versão.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

TCLE adequado à Resolução 466/2012.

**Recomendações:**

Deixar mais claro no TCLE o direito ao ressarcimento, que é diferente de indenização (ressarcimento é para despesas previstas ou imprevistas e indenização é para danos).

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Conclusão: aprovado.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P ROJETO_1318346.pdf	12/07/2019 15:36:08		Aceito
Outros	Carta_resposta_pendencia2.pdf	12/07/2019 15:35:44	GRAZIELI MARIA BIDUSKI	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_versaorevisada.pdf	12/07/2019 15:33:45	GRAZIELI MARIA BIDUSKI	Aceito
Outros	carta_resposta_pendencia.pdf	05/06/2019 09:25:18	GRAZIELI MARIA BIDUSKI	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Termo_Consentimento_Livre_Esclarecido o_REVISADO.pdf	05/06/2019 09:22:55	GRAZIELI MARIA BIDUSKI	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	declaracao_instituicao.pdf	25/03/2019 22:37:46	GRAZIELI MARIA BIDUSKI	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_dissertacao_mestrado.pdf	25/03/2019 22:37:12	GRAZIELI MARIA BIDUSKI	Aceito
Folha de Rosto	folha_de_rosto_pesquisa_serres_hum	25/03/2019	GRAZIELI MARIA	Aceito

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R. Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401  
 Bairro: Trindade CEP: 88.040-400  
 UF: SC Município: FLORIANOPOLIS  
 Telefone: (48)3721-6094 E-mail: cep.propesq@contato.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Parecer: 3.595.620

Folha de Rosto	anos.pdf	22:27:56	BIDUSKI	Aceito
----------------	----------	----------	---------	--------

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

FLORIANOPOLIS, 05 de Setembro de 2019

---

Assinado por:  
Nelson Canzian da Silva  
(Coordenador(a))