



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA – UNESP**  
**FACULDADE DE ARQUITETURA, ARTES, COMUNICAÇÃO E DESIGN**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESIGN**

**GUILHERME DA SILVA BERTOLACCINI**

**AVALIAÇÃO ERGONOMICA DA CADEIRAS DE RODAS: DEMANDAS  
METABÓLICAS, BIOMECÂNICAS, PERCEPTIVAS E CINÉTICA DO SISTEMA**

**BAURU**

**2021**

GUILHERME DA SILVA BERTOLACCINI

**AVALIAÇÃO ERGONOMICA DA CADEIRAS DE RODAS: DEMANDAS  
METABÓLICAS, BIOMECÂNICAS, PERCEPTIVAS E CINÉTICA DO SISTEMA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Design da Faculdade de Arquitetura, Artes, Comunicação e Design, da Universidade Estadual Paulista – UNESP – Campus de Bauru, para a obtenção do título de Doutor em Design.

Orientador: Fausto Orsi Medola

Coorientador: Frode Eika Sandnes

BAURU

2021

## FICHA CATALOGRÁFICA

B546a

Bertolaccini, Guilherme da Silva

AVALIAÇÃO ERGONOMICA DA CADEIRAS DE RODAS:  
DEMANDAS METABÓLICAS, BIOMECÂNICAS, PERCEPTIVAS  
E CINÉTICA DO SISTEMA / Guilherme da Silva Bertolaccini. --  
Bauru, 2021

142 p.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp),  
Faculdade de Arquitetura, Artes, Comunicação e Design, Bauru

Orientador: Fausto Orsi Medola

Coorientador: Frode Eika Sandnes

1. cadeira de rodas. 2. design. 3. ergonomia. 4. tecnologia assistiva.

I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de  
Arquitetura, Artes, Comunicação e Design, Bauru. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

**ATA DA DEFESA PÚBLICA DA TESE DE DOUTORADO DE GUILHERME DA SILVA BERTOLACCINI, DISCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESIGN, DA FACULDADE DE ARQUITETURA, ARTES, COMUNICAÇÃO E DESIGN - CÂMPUS DE BAURU.**

Aos 19 dias do mês de outubro do ano de 2021, às 08:30 horas, no(a) , realizou-se a defesa de TESE DE DOUTORADO de GUILHERME DA SILVA BERTOLACCINI, intitulada **AValiação ERGONOMICA DA CADEIRAS DE RODAS: DEMANDAS METABÓLICAS, BIOMECÂNICAS, PERCEPTIVAS E CINÉTICA DO SISTEMA**. A Comissão Examinadora foi constituída pelos seguintes membros: Prof. Dr. FAUSTO ORSI MEDOLA (Orientador(a) - Participação Virtual) do(a) Programa de Pos-graduacao em Design / FAAC/UNESP/Bauru, Prof. Titular LUIS CARLOS PASCHOARELLI (Participação Virtual) do(a) Programa de Pós-graduação em Design / FAAC/UNESP/Bauru, Professor Doutor SERGIO TOSI RODRIGUES (Participação Virtual) do(a) Departamento de Educação Física da Faculdade de Ciências / Universidade Estadual Paulista, Professor Doutor MARCELO GITIRANA GOMES FERREIRA (Participação Virtual) do(a) Departamento de Design / UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA, Profa. Dra. VIVIANE DE SOUZA PINHO COSTA (Participação Virtual) do(a) Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR) - Campus Londrina/PR. Após a exposição pelo doutorando e arguição pelos membros da Comissão Examinadora que participaram do ato, de forma presencial e/ou virtual, o discente recebeu o conceito final: APROVADO . Nada mais havendo, foi lavrada a presente ata, que após lida e aprovada, foi assinada pelo(a) Presidente(a) da Comissão Examinadora.



Prof. Dr. FAUSTO ORSI MEDOLA

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, pela saúde, coragem e força.

A minha família, por me apoiarem e incentivarem.

Aos amigos do Laboratório de Ergonomia e Interfaces por toda a companhia nesses quase 7 anos de laboratório.

A todos os amigos de Oslo, da OsloMet e da moradia em Kringsjå, os quais tornaram os dias alegres e infinitamente mais fáceis durante minha estadia.

A meu orientador, Prof. Dr. Fausto Orsi Medola, pela amizade, orientação, conhecimento, incentivo e apoio.

Ao Prof. Dr. Luis Carlos Paschoarelli, por toda colaboração em minha carreira acadêmica, apoio e amizade.

Ao Prof. Ph.D. Frode Eika Sandes, pelo apoio na minha estadia na Noruega e contribuição acadêmica e amizade.

Ao Prof. Ph.D. Terje Gjøvaag, por toda amizade, ajuda na minha estadia na Noruega e por ter me recebido e colaborado na realização da minha pesquisa em seu laboratório.

A Profa. Dra. Astrid Maria Heimer, por todo apoio e amizade me acolhendo em sua família em Oslo.

Ao Prof. Dr. Nenad Pavel, por todo apoio acadêmico e amizade em Oslo.

A Profa. Dra. Viviane de Souza Pinho Costa pela ajuda na minha pesquisa desenvolvida na cidade de Londrina-PR.

Aos demais docentes e funcionários da UNESP e da OsloMet por todo apoio intelectual e técnico.

A todos os voluntários que participaram das pesquisas.

Pelo apoio financeiro: à CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001) pelo apoio com bolsa de estudos nos últimos meses de doutorado. FAPESP (Processo 16/05026-6), pela possibilidade de uso de equipamento de pesquisa em um dos estudos. À DIKU (Norwegian Agency for International Cooperation and Quality Enhancement in Higher Education) - UTFORSK grant UTF-2016-long-term/10053.), pelo apoio na realização do estágio na OsloMet.

Ao NAV HJELPEMIDLER e ao Steinar LAbée-Lund, por conceder as cadeiras de rodas utilizadas no estudo realizado na Noruega.

## **DEDICATÓRIA**

A toda comunidade científica e pessoas que necessitam de tecnologias assistivas de qualquer natureza.

"Se eu vi mais longe, foi por estar sobre ombros de gigantes."

Isaac Newton.

## RESUMO

O principal intuito da cadeira de rodas é promover e aumentar a eficiência, segurança e independência durante atividades de mobilidade aos usuários, porém, se locomover em situações como: alta velocidade; subidas e descidas; terrenos irregulares; e escadas são situações de alta demanda física para o usuário, o que o expõe a riscos de lesões nos membros superiores, podendo levá-los a uma limitação de mobilidade ainda maior do que a situação inicial a qual ele se encontrava. Portanto, alterações no design da cadeira de rodas podem ser características ergonômicas necessárias que permitem aos usuários, se mover de forma confortável e efetiva com suas cadeiras de rodas. Sendo assim, o objetivo desta tese foi investigar como diferentes designs de cadeiras de rodas manuais influenciam nos aspectos cinéticos, biomecânicos, fisiológicos e perceptivos da mobilidade em diferentes situações de trajetória. Foram realizados três estudos transversais e exploratórios, o primeiro se refere a analisar diferentes design de cadeira de rodas e a influencia na atividade muscular dos participantes (n= 11) em diferentes situações de trajetória, o segundo estudo se refere a análise de gastos metabólicos ( $VO_2$ ) e percepção de esforço, comparando diferentes designs e trajetórias (n= 15). O terceiro estudo se refere a realização do protocolo *Wheelchair Skills Test* (WST) e a utilização do sistema SmartWheel® (n= 22). Os resultados apontaram que o design da cadeira de rodas é um fator que influencia o desempenho biomecânico e metabólico, ou seja, um aspecto determinante para o uso dos dispositivos de maneira mais eficiente, eficaz e segura. Com relação as características do movimento durante a propulsão manual das cadeiras de rodas a aceleração tanto com as mãos no aro propulsor como sem tocar, tempo de impulsão, velocidade e picos de força demonstram ser preditores da realização do WST. Por conseguinte, o presente estudo contribui com informações para a literatura científica, bem como demonstra novos caminhos para investigações futuras referentes à aspectos importantes do design de cadeira de rodas.

**Palavras-chave: cadeira de rodas, design, ergonomia, tecnologia assistiva.**



## RESUMEN

El objetivo principal de la silla de ruedas es promover y aumentar la eficiencia, seguridad e independencia durante las actividades de movilidad para los usuarios, sin embargo, para desplazarse en situaciones como: alta velocidad; subidas y bajadas; terreno irregular; y las escaleras son situaciones de alta exigencia física para el usuario, lo que lo expone al riesgo de lesiones en los miembros superiores, lo que puede llevar a una limitación de movilidad aún mayor que la situación inicial en la que se encontraba. Por lo tanto, los cambios en el diseño de la silla de ruedas pueden ser características ergonómicas necesarias que permitan a los usuarios moverse de manera cómoda y efectiva con sus sillas de ruedas. Por tanto, el objetivo de esta tesis fue investigar cómo diferentes diseños de sillas de ruedas manuales influyen en los aspectos cinéticos, biomecánicos, fisiológicos y perceptuales de la movilidad en diferentes situaciones de trayectoria. Se realizaron tres estudios transversales y exploratorios, el primero se refiere al análisis de diferentes diseños de sillas de ruedas y la influencia en la actividad muscular de los participantes ( $n = 11$ ) en diferentes situaciones de trayectoria, el segundo estudio se refiere al análisis de los gastos metabólicos ( $VO_2$ ) y esfuerzo percibido, comparando diferentes diseños y trayectorias ( $n = 15$ ). El tercer estudio se refiere al uso del protocolo Wheelchair Skills Test (WST) y al uso del sistema SmartWheel® ( $n = 22$ ). Los resultados mostraron que el diseño de la silla de ruedas es un factor que influye en el rendimiento biomecánico y metabólico, es decir, un aspecto determinante para el uso de los dispositivos de una forma más eficiente, eficaz y segura. En cuanto a las características del movimiento durante la propulsión manual de sillas de ruedas, la aceleración tanto con las manos en el aro de la hélice como sin tocar, el tiempo de impulso, la velocidad y los picos de fuerza se muestran predictores del rendimiento del WST. Por lo tanto, el presente estudio aporta información a la literatura científica, además de demostrar nuevos caminos para futuras investigaciones sobre aspectos importantes del diseño de sillas de ruedas.

**Palabras clave:** silla de ruedas, diseño, ergonomía, tecnología de asistencia.

## ABSTRACT

The main purpose of the wheelchair is to promote and increase efficiency, safety and independence during mobility activities for users. However, to get around in situations such as: high speed; ups and downs; uneven terrain; and stairs are situations of high physical demand for the user, which exposes him to the risk of injuries to the upper limbs, which can lead to an even greater mobility limitation than the initial situation in which he found himself. Therefore, changes in wheelchair design may be necessary ergonomic features that allow users to move comfortably and effectively with their wheelchairs. Therefore, the aim of this thesis was to investigate how different designs of manual wheelchairs influence the kinetic, biomechanical, physiological and perceptual aspects of mobility in different trajectory situations. Three cross-sectional and exploratory studies were carried out, the first refers to analyzing different wheelchair design and the influence on the participants' muscle activity (n= 11) in different trajectory situations, the second study refers to the analysis of metabolic expenditures (VO<sub>2</sub>) and perceived exertion, comparing different designs and trajectories (n=15). The third study refers to the use of the Wheelchair Skills Test (WST) protocol and the use of the SmartWheel® system (n=22). The results showed that the design of the wheelchair is a factor that influences the biomechanical and metabolic performance, that is, a determining aspect for the use of devices in a more efficient, effective and safe way. Regarding the characteristics of the movement during manual propulsion of wheelchairs, acceleration both with the hands on the propeller rim and without touching, impulsion time, speed and force peaks show to be predictors of the performance of the WST. Therefore, the present study contributes information to the scientific literature, as well as demonstrates new paths for future investigations regarding important aspects of wheelchair design.

**Keywords: wheelchair, design, ergonomics, assistive technology.**

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1.1 -12	
Dobrada.....12	
Figura 1.6.1- Fluxo do trabalho desenvolvido.....	20
Figura 1.7.1 - Cadeira de rodas quadro dobrável (esquerda) Cadeira de rodas quadro rígido (direita)30	
Figura 1.7.2 - Ciclo de movimento na cadeira de rodas manual34	
Figura 1.7.3 - Decomposição das forças aplicadas ao aro propulsor44	
Figura 1.7.4 - Exemplo de usuário empinando a cadeira de rodas durante manobra de descida de rampa47	
Figura 2.1.1 - Cadeira de rodas manual de quadro rígido52	
Figura 2.1.2 - Cadeira de rodas manual com e sem acessórios52	
Figura 2.1.3 - Trajetória slalom53	
Figura 2.2.1- Sala para a realização dos experimentos63	
Figura 2.2.2- Trajetórias (1) para frente (2) slalom (3) agilidade64	
Figura 2.2.3- Wheelchairs: (1) foldable frame model (2) rigid frame model65	
Figura 2.2.4- Mediana do oxigênio consumido ( $VO_2$ mL min <sup>-1</sup> ). Barras de erros apresentam 95% de intervalo de confiança da mediana71	
Figura 2.2.5- Mediana da distância percorrida (m). Barras de erros mostram 95% de intervalo de confiança das medianas72	
Figura 2.2.6 - Medianas de velocidade (m s <sup>-1</sup> ). Barras de erros mostram 95% de intervalo de confiança das medianas73	
Figura 2.2.7- Mediana da pontuação de BORG após a realização dos testes (escala 6-20). Barras de erros mostram 95% de intervalo de confiança das medianas74	
Figura 2.2.8 - Mediana da pontuação de eficiência ( $VO_2$ , mL m <sup>-1</sup> ). Barras de erros mostram 95% de intervalo de confiança das medianas76	
Figura 2.3.1 - Cadeira de rodas Starlite ORTOBRAS e sistema SMARTWheel acoplado a roda propulsora85	
Quadro 1.1 - Resumo dos estudos realizados21	

## LISTA DE TABELAS

- Tabela 2.1-1 - Média da EMG (mV) com a cadeira de rodas utilizando acessórios<sup>54</sup>
- Tabela 2.1-2 - Média da EMG (mV) com a cadeira de rodas sem acessórios<sup>55</sup>
- Tabela 2.1-3 - Atividade elétrica muscular relacionada a configuração da cadeira de rodas (posição do eixo e uso de acessórios) e trajetórias<sup>56</sup>
- Tabela 2.2-1-Descrição das cadeiras de rodas<sup>66</sup>
- Tabela 2.2-2 - Resumos de todas as variáveis analisadas<sup>68</sup>
- Tabela 2.2-3- Demografia<sup>69</sup>
- Tabela 2.3-1- Característica da amostra – participantes<sup>84</sup>
- Tabela 2.3-2 - Variáveis candidatas<sup>86</sup>
- Tabela 2.3-3- Força media total<sup>88</sup>
- Tabela 2.3-4 - Pico de força total<sup>90</sup>
- Tabela 2.3-5 - Velocidade média<sup>90</sup>
- Tabela 2.3-6 - Angulo de impulsão<sup>91</sup>
- Tabela 2.3-7 - Frequência de impulsão<sup>92</sup>
- Tabela 2.3-8 - Media de aceleração durante a impulsão (On-rim)<sup>93</sup>
- Tabela 2.3-9 - Aceleração media sem as mãos nas rodas (Off-rim)<sup>94</sup>
- Tabela 2.3-10 - Resultados da regressão linear<sup>94</sup>

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>12</b>
1.1	ÂMBITO DA PESQUISA	15
1.2	PROBLEMATIZAÇÃO	15
1.3	QUESTÃO DE PESQUISA	17
1.4	HIPÓTESE	18
1.5	OBJETIVOS	19
<b>1.5.1</b>	<b>Objetivo Geral</b>	<b>19</b>
<b>1.5.2</b>	<b>Objetivos Específicos</b>	<b>19</b>
1.6	PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS	19
1.7	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA, CONTEXTUALIZAÇÃO E CONCEITOS CHAVE	22
<b>1.7.1</b>	<b>O objeto de design e o desenvolvimento de produtos de tecnologia assistiva</b>	<b>22</b>
<b>1.7.2</b>	<b>Tecnologia assistiva</b>	<b>26</b>
<b>1.7.3</b>	<b>Conceituando deficiência</b>	<b>28</b>
<b>1.7.4</b>	<b>A cadeira de rodas manual</b>	<b>29</b>
<b>1.7.5</b>	<b>Cadeira de rodas: a interface do usuário</b>	<b>31</b>
<i>1.7.5.1</i>	<i>Forças do sistema e as respostas biomecânicas e fisiológicas do usuário durante o uso da cadeira de rodas manual</i>	<i>40</i>
<b>1.7.6</b>	<b>Habilidades com a Cadeira de Rodas</b>	<b>45</b>
<b>2</b>	<b>ESTUDOS DE CASO</b>	<b>48</b>
2.1	ESTUDO I – A INFLUÊNCIA DA POSIÇÃO DO EIXO E O USO DE ACESSÓRIOS NA ATIVIDADE DOS MÚSCULOS DOS MEMBROS SUPERIORES DURANTE A PROPULSÃO MANUAL EM CADEIRA DE RODAS.	48
<b>2.1.1</b>	<b>Introdução</b>	<b>49</b>
<b>2.1.2</b>	<b>Materiais e Métodos</b>	<b>51</b>
<i>2.1.2.1</i>	<i>Participantes</i>	<i>51</i>
<i>2.1.2.2</i>	<i>Equipamentos e procedimentos</i>	<i>51</i>
<b>2.1.3</b>	<b>Análise dos dados</b>	<b>54</b>
<b>2.1.4</b>	<b>Resultados</b>	<b>54</b>
<b>2.1.5</b>	<b>Discussão</b>	<b>56</b>
<b>2.1.6</b>	<b>Conclusão</b>	<b>57</b>

2.2	ESTUDO II – EFEITO DO DESIGN DA CADEIRA DE RODAS NO DESEMPENHO DA MOBILIDADE, RESPOSTAS CARDIORESTIRATÓRIAS E ESFORÇO PERCEBIDO	58
2.2.1	<b>Introdução</b>	58
2.2.2	<b>Desenho do experimento</b>	62
2.2.3	<b>Participantes</b>	62
2.2.4	<b>Procedimentos</b>	62
2.2.5	<b>Equipamentos e coleta de dados</b>	64
2.2.6	<b>Testes de propulsão</b>	66
2.2.7	<b>Análise de dados</b>	67
2.2.8	<b>Resultados</b>	67
2.2.9	<b>Participantes</b>	69
2.2.10	<b>VO<sub>2</sub> consumido</b>	70
2.2.11	<b>Distância</b>	71
2.2.12	<b>Velocidade</b>	72
2.2.13	<b>Esforço percebido</b>	73
2.2.14	<b>Eficiência</b>	74
2.2.15	<b>Discussão</b>	76
2.2.16	<b>Conclusão</b>	81
2.3	ESTUDO III - COMPORTAMENTO DAS FORÇAS DURANTE A EXECUÇÃO DO WST VERSÃO 4.2	82
2.3.1	<b>Introdução</b>	82
2.3.2	<b>Materiais e métodos</b>	83
2.3.2.1	<i>Participantes</i>	83
2.3.3	<b>Equipamentos</b>	84
2.3.4	<b>Coleta de dados - WST-Q (4.3) e SMARTWheel</b>	85
2.3.5	<b>Análise dos dados</b>	86
2.3.6	<b>Resultados e Discussão</b>	88
3	<b>CONCLUSÕES FINAIS</b>	99
	<b>REFERENCIAS</b>	101
	<b>APÊNDICE A</b>	120
	<b>ANEXO A</b>	121
4	Forespørsel om deltakelse i forskningsprosjektet	123

- 4.1 Hva innebærer PROSJEKTET?123
- 4.2 Mulige fordeler og ulemper123
- 4.3 Frivillig deltakelse og mulighet for å trekke sitt samtykke123
- 4.4 Hva skjer med informasjonen om deg?123
- 4.5 Forsikring [Beskriv det som er aktuelt]124
- 4.6** Utlevering av opplysninger til andre [Tas **kun** med hvis det er aktuelt]124
- 4.7 Godkjenning124
- 5 Samtykke til deltakelse i PROSJEKTET124
- 5.1 Jeg er villig til å delta i prosjektet124

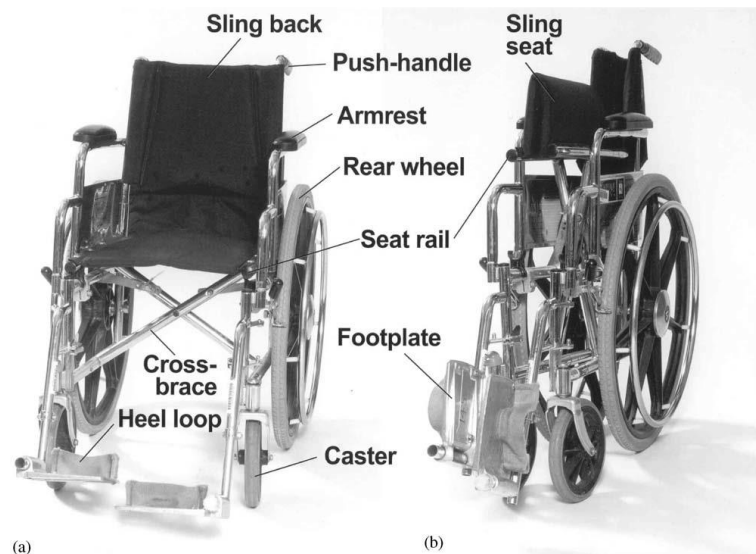
**ANEXO B**125

**APENDICE A**132

## 1 INTRODUÇÃO

Muitas pesquisas vêm sendo desenvolvidas a partir da necessidade de melhorar a mobilidade manual da cadeira de rodas (MEDOLA, 2013; MEDOLA *et al.*, 2014; SPRIGLE *et al.*, 2019; SPRIGLE; LIN, 2020; ROUTHIER *et al.*, 2003; BERTOLACCINI *et al.*, 2018; BERTOLACCINI *et al.*, 2007; ALCOLEA *et al.*, 2020; GIL-AGUDO *et al.*, 2010; BONINGER *et al.*, 2002). Apesar dos esforços e pesquisas, este dispositivo de Tecnologia Assistiva, contraditoriamente, ainda apresenta seu design muito próximo dos primeiros modelos que surgiram no início do século passado (Figura 1.1) conhecido como *cross-brace design* criada por Herbert Everest e Harry Jennings em 1932 (WHITE; KIRBY, 2003; COOPER, 1998).

Figura 1.1.1 - Cadeira de rodas Cross-brace design de 1932 (a) aberta (b) dobrada



Fonte: White e Kirby (2003).

Levando em consideração o design da cadeira de rodas, um ponto importante a ser considerado é o fato deste dispositivo impor barreiras para seus usuários quando se trata do seu uso nas mais diversas situações. Pessoas que necessitam de cadeira de rodas experimentam dificuldades de mobilidade por conta de sua condição de deficiência ou idade avançada, fato que, por si só, é responsável por diversos problemas funcionais e sociais para esses indivíduos.

A cadeira de rodas surgiu no intuito de promover mobilidade e melhor qualidade de vida para pessoas com deficiência, porém tem sido apontada como um fator de maior



limitação de locomoção e participação social em determinadas situações do que a própria condição de deficiência (CHAVES *et al.*, 2004). Sendo assim, torna-se importante para a ciência do Design, Ergonomia e Tecnologia Assistiva entender como o design desse equipamento influencia nesses fatores limitantes durante o seu uso.

Dentro deste contexto, o foco da presente tese foi explorar o universo do design do artefato, mais precisamente o produto de tecnologia assistiva, cadeira de rodas manual. Para isso optou-se por desenvolver uma abordagem de pesquisa, levando em conta uma perspectiva baseada no Design e Ergonomia: como o design da cadeira de rodas influencia as respostas fisiológicas, biomecânicas e perceptivas dos usuários durante a interação com o produto, bem como do movimento resultante dessa interação entre o objeto (cadeira de rodas manual) e o seu utilizador principal (usuário de cadeira de rodas).

Entender as ações dos usuários (aspectos metabólicos, fisiológicos e perceptivos) e mecânicos do dispositivo, dentro de um determinado contexto de mobilidade beneficia o desempenho da cadeira de rodas (GROOT *et al.*, 2014). Esse conhecimento pode trazer novos parâmetros para designers, engenheiros, produtores de TA, bem como fisioterapeutas, médicos, terapeutas ocupacionais, entre outros profissionais da saúde. Assim, o desenvolvimento da cadeira de rodas com intuito de promover a mobilidade gera ao usuário, maior participação social, maior aceitação do dispositivo, e, por fim, melhora na qualidade de vida.

De acordo com a OMS (2011) mais de um sétimo de população do planeta vive com alguma forma de deficiência. Evidências apontam que as pessoas com deficiência experimentam piores resultados socioeconômicos e pobreza do que as pessoas não deficientes (RELATORIO DAS PESSOAS COM DEFICIENCIA, 2011). Dentre essas pessoas, o grupo de indivíduos que necessitam de uma cadeira de rodas é representante de pelo menos 10% desse total, cerca de 100 milhões de pessoas, e a grande maioria delas se encontram em países subdesenvolvidos os quais possuem como característica o difícil acesso a condições de saúde adequados. No cenário nacional, o Instituto brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) relatou, com base em uma releitura dos dados do Censo2010, que existem 12,7 milhões de pessoas com deficiência no país (IBGE, 2018 – nota técnica).

Deficiências de ordem motora, mais especificamente aquelas que levam a pessoa a necessitar de uma cadeira de rodas, fazem com que o indivíduo apresente,

de maneira geral, menor interação e participação social, levando a apresentar menor escolaridade, participação econômica, piores perspectivas de saúde, enfrentando barreiras no acesso a serviços e experiências que grande parte da população tem como essenciais para uma boa qualidade de vida (RELATÓRIO mundial sobre a deficiência, 2012 P.334).

As relações entre pessoas e participação social têm sido consideradas como elementos essenciais para uma boa qualidade de vida e o envelhecimento saudável (BOWLING, 2009; BOWLING, BANISTER, SUTTON, EVANS & WINDSOR, 2002; BOWLING & STENNER, 2011; CORNER, BRITAIN, & BOND, 2006). Pessoas com deficiência, que possuem uma vida social ativa e boa interação social, tendem a apresentar uma melhor qualidade de vida, porém usuários de cadeiras de rodas apresentam uma menor participação social.

O principal intuito da cadeira de rodas é promover e aumentar a eficiência, segurança e independência durante tarefas de mobilidade. Entretanto, cenários nos quais os usuários enfrentam situações como longas distâncias, locomoção em alta velocidade, subidas, terrenos irregulares e escadas são situações de alta demanda física para o usuário, o que o expõe a riscos de lesões nos membros superiores, podendo levar a uma limitação de mobilidade geral ainda maior do que a situação inicial a qual eles se encontravam (BHAMBHANI 2002; RICE et al. 2014). Adicionalmente, observado o dia-a-dia dos usuários de cadeira de rodas, foi notado que estes se locomovem consideravelmente menos do que pessoas sem deficiência (SONENBLUM AND SPRIGLE, 2017; SONENBLUM *et al.*, 2012).

O uso da cadeira de rodas para as atividades diárias impõe sobrecargas sobre os membros superiores, o que resulta, a longo prazo, em dores e lesões principalmente nos ombros e braços podendo limitar os indivíduos a realizar atividades físicas, o que pode resultar em um estilo de vida mais sedentário (BHAMBHANI 2002; RICE *et al.*, 2014). Consequentemente, um estilo de vida sedentário pode levar a complicações cardiovasculares e pulmonares, as quais são as principais causas de morte precoce nesse grupo (OSTERTHUN *et al.* 2014). Portanto, alterações no design da cadeira de rodas podem conter características ergonômicas necessárias que permitem aos usuários, com diferentes capacidades e características físicas, se mover de forma confortável e efetiva com suas cadeira de rodas. A otimização da mobilidade manual da cadeira de rodas pode beneficiar os usuários, reduzindo a demanda física

e melhorando sua capacidade de movimentação de forma independente e satisfatória, tanto em casa quanto na comunidade.

Sob uma perspectiva ergonômica, o estudo da mobilidade em cadeira de rodas envolve, principalmente, a avaliação de aspectos físicos da interação: biomecânicos e perceptivos do usuário; mecânicos e cinéticos do dispositivo. Compreender parâmetros ergonômicos do design da cadeira de rodas manual, como demandas metabólicas, cardiorrespiratórias e biomecânicas, bem como perceptuais do sujeito, e medidas cinéticas da cadeira de rodas, como forças aplicadas ao aro de propulsão, forças resultantes do movimento, forças inerciais, velocidade média entre outras, são importantes parâmetros de medidas quantitativas para o entendimento de como o design do dispositivo pode ser melhorado.

### 1.1 ÂMBITO DA PESQUISA

A pesquisa aqui apresentada está inserida dentro do campo científico do Design e da Ergonomia e aborda a temática do design da cadeira de rodas. Objetivando estudar de que maneira o design deste dispositivo influencia as respostas fisiológicas, biomecânicas e perceptivas do sujeito, bem como os aspectos cinéticos da própria cadeira de rodas, durante determinadas tarefas de movimento livre.

### 1.2 PROBLEMATIZAÇÃO

Um dos maiores desafios que o usuário de cadeira de rodas enfrenta está relacionado diretamente com a mobilidade, sendo essa condição essencial para a realização de grande parte das atividades da vida diária e integração social, e como colocado anteriormente, considerados aspectos fundamentais para a qualidade de vida. Diversas condições podem levar o indivíduo a uma limitação na sua capacidade de locomoção, seja por um período determinado ou permanentemente, tais como paraplegia, tetraplegia, amputações, acidentes vasculares, doenças degenerativas, declínio das capacidades físicas devido ao avanço da idade, entre outras. Nesse contexto, a cadeira de rodas é, possivelmente, o dispositivo de TA mais representativo. Apesar do desenvolvimento tecnológico, não se observa uma inovação disruptiva no design e projeto deste produto. Uma vez que os modelos atuais ainda se parecem muito com os primeiros produzidos na sociedade moderna,

tanto no seu aspecto visual como no desempenho geral, e as cadeiras de rodas com quadro dobrável em “X”, conhecido também como quadro dobrável ou *cross-brace* (Cooper, 1998), possivelmente, são as mais representativas do mercado dentre as cadeiras de rodas manuais.

Um dos principais problemas relacionados ao uso prolongado da cadeira de rodas manual é o desenvolvimento de lesões crônicas nos membros superiores, principalmente nos ombros e punhos, devido ao uso destes como substitutos dos membros inferiores na locomoção, levando-os a viver uma redução ainda maior na mobilidade geral e participação social. Como consequência eles acabam por ter uma vida ainda mais sedentária do que o normal, aumentando os riscos de doenças pulmonares e cardíacas, que são a principal causa de morte precoce nesse grupo (BHAMBHANI 2002; RICE *et al.*, 2014; OSTERTHUN *et al.*, 2014).

Do ponto de vista ergonômico, medidas de eficiência e desempenho podem ser representadas por variáveis do desfecho da interação do usuário com o produto, tais como: atividade elétrica muscular; forças exercidas pelo usuário; consumo de oxigênio durante a atividade, entre outros. Por sua vez, os aspectos mecânicos (inerciais, forças aplicadas para o desenvolvimento do movimento) e dinâmicos (velocidade de movimento, aceleração, trajetória percorrida) do equipamento, influenciam as ações do usuário e, portanto, o estudo de todos estes aspectos é necessário para a investigação completa da mobilidade em cadeira de rodas e de como o design influencia os parâmetros citados.

Entender de forma adequada os aspectos mecânicos da cadeira de rodas e as respostas das ações do usuário durante um determinado contexto de uso beneficia o desempenho geral durante o uso do produto (GROOT *et al.*, 2014). Desta forma, reduzir os custos de trabalho, sejam biomecânicos ou metabólicos, pode favorecer, a independência na mobilidade, garantindo maior participação social, longevidade, e melhor qualidade de vida.

Muitos estudos têm realizado testes em contextos laboratoriais, com mobilidade estacionária em dispositivos conhecidos como ergômetros (BERTOLACCINI *et al.*, 2016; da SILVA *et al.*, 2017; QI *et al.*, 2020; KLERK *et al.*, 2020), estes estudos contribuem ao mensurar aspectos de uso de cadeira de rodas em situações controladas de mobilidade, que apesar do fato de não contemplarem curvas e manobras com a cadeira de rodas, permitem avaliação precisa de parâmetros mecânicos e biomecânicos, tais como o torque aplicado as rodas e os ângulos de

toque durante a propulsão manual. Porém são pouco representativos da maneira real com a qual os usuários de fato se movimentam em suas rotinas diárias, caracterizada por numerosos episódios de movimentos de curta duração e pequenas distâncias percorridas com muitas alterações de direção (SONEMBLUM *et al.*, 2012; SARA *et al.*, 2017). Assim, mostrando a necessidade de uma maior investigação dos desfechos resultantes do uso da cadeira de rodas em contexto de mobilidade livre.

Apesar do crescente interesse científico na mobilidade em cadeira de rodas evidenciado pelo volume de estudos publicados, ainda são escassos (especialmente no Brasil) os estudos que investigam de que forma o design da cadeira de rodas influencia na mobilidade de seus usuários. Para isso, é necessário avaliar a interação do usuário com a cadeira de rodas correlacionando os aspectos mecânicos e cinéticos do movimento da cadeira aos aspectos biomecânicos, metabólicos e perceptivos do usuário. Por conseguinte, esta tese teve como principal objetivo avaliar as implicações do design de cadeiras de rodas manuais nos aspectos cinéticos, biomecânicos, metabólicos e perceptivos durante contextos da interação usuário\produto em movimentos livres, de forma a preencher as lacunas científicas anteriormente apontadas, gerando conhecimento científico que permita uma visão mais completa das interações entre usuário e cadeira de rodas. Em última análise, essa tese visa beneficiar designers, produtores de tecnologia assistivas e profissionais da saúde, entre outros profissionais que possam se beneficiar das investigações apresentadas.

### 1.3 QUESTÃO DE PESQUISA

O conhecimento científico do Design e da Ergonomia tem contribuído para diversas áreas do conhecimento, uma vez que a interação com produtos e/ou serviços está intrinsecamente ligada a vida do ser humano e conseqüentemente a diversos tipos de atividades. Não obstante, está a Tecnologia Assistiva com produtos que visam o auxílio à pessoa com deficiência. As intersecções entre essas três áreas científicas têm contribuído para o entendimento das interações entre o usuário e a cadeira de rodas. E ainda, quando se trata da realização dos estudos, pouco se explora das condições reais e movimentos livres da cadeira de rodas, sendo que esses estudos são realizados, em sua maioria, em situações mais controladas de movimento, como, por exemplo, em esteiras ergométricas que permitem apenas e propulsão em linha reta..

Sendo assim, é importante investigar as situações de mobilidade em que a cadeira de rodas executa movimentos livres compostos de alterações de aceleração, velocidade e mudança de trajetória, pois estes são mais representativos da realidade do usuário em suas atividades diárias, bem como situações de diferentes terrenos, subidas e descidas de rampa, degraus, terrenos irregulares, entre outros. Diante do exposto a questão de pesquisa aqui a ser respondida é:

**“Como o design da cadeira de rodas influencia o desempenho na mobilidade, mais especificamente, no que diz respeito a aspectos cinéticos, biomecânicos, metabólicos e perceptivos durante diferentes situações de mobilidade?”**

#### 1.4 HIPÓTESE

A hipótese fundamental e norteadora desse trabalho (H0) que visa resposta da questão de pesquisa desse trabalho é:

**H0** – aspectos do design da cadeira de rodas, como posição relativa do eixo traseiro, tipo de quadro, dimensões, influenciam o desempenho durante a mobilidade.

A hipótese visa estabelecer uma direção para a pesquisa, seja fixando finalidades relacionadas a etapas a serem cumpridas, seja implicando em procedimentos metodológicos específicos. Assim, uma pesquisa pode se valer de sucessivas hipóteses, descartando as que não subsistem à demonstração ou as que não encontram apoio nas fontes ou na articulação de dados empíricos. Cada hipótese formulada, por vezes, pode pontuar uma etapa no enfrentamento do problema a ser solucionado, da mesma forma em que cada hipótese irá implicar em métodos específicos para a sua investigação (BARROS, 2008). Sendo que as hipóteses subsequentes e que apoiam a hipótese H0 com função complementar visando preencher lacunas do conhecimento científico são:

**H1** – a posição do eixo traseiro da cadeira de rodas diminui as tensões biomecânicas geradas no usuário pelo movimento da cadeira de rodas.

**H2** – o peso total da cadeira influencia o desempenho das tarefas de mobilidade.

**H3** – cadeiras de rodas de eixo rígido possuem melhor desempenho em tarefas de mobilidade quando comparadas a cadeiras de rodas de eixo dobrável.

## 1.5 OBJETIVOS

### 1.5.1 Objetivo Geral

Esta tese teve como objetivo investigar as implicações do design de cadeiras de rodas manuais nos aspectos cinéticos, biomecânicos, fisiológicos e perceptivos da mobilidade em diferentes situações de trajetória.

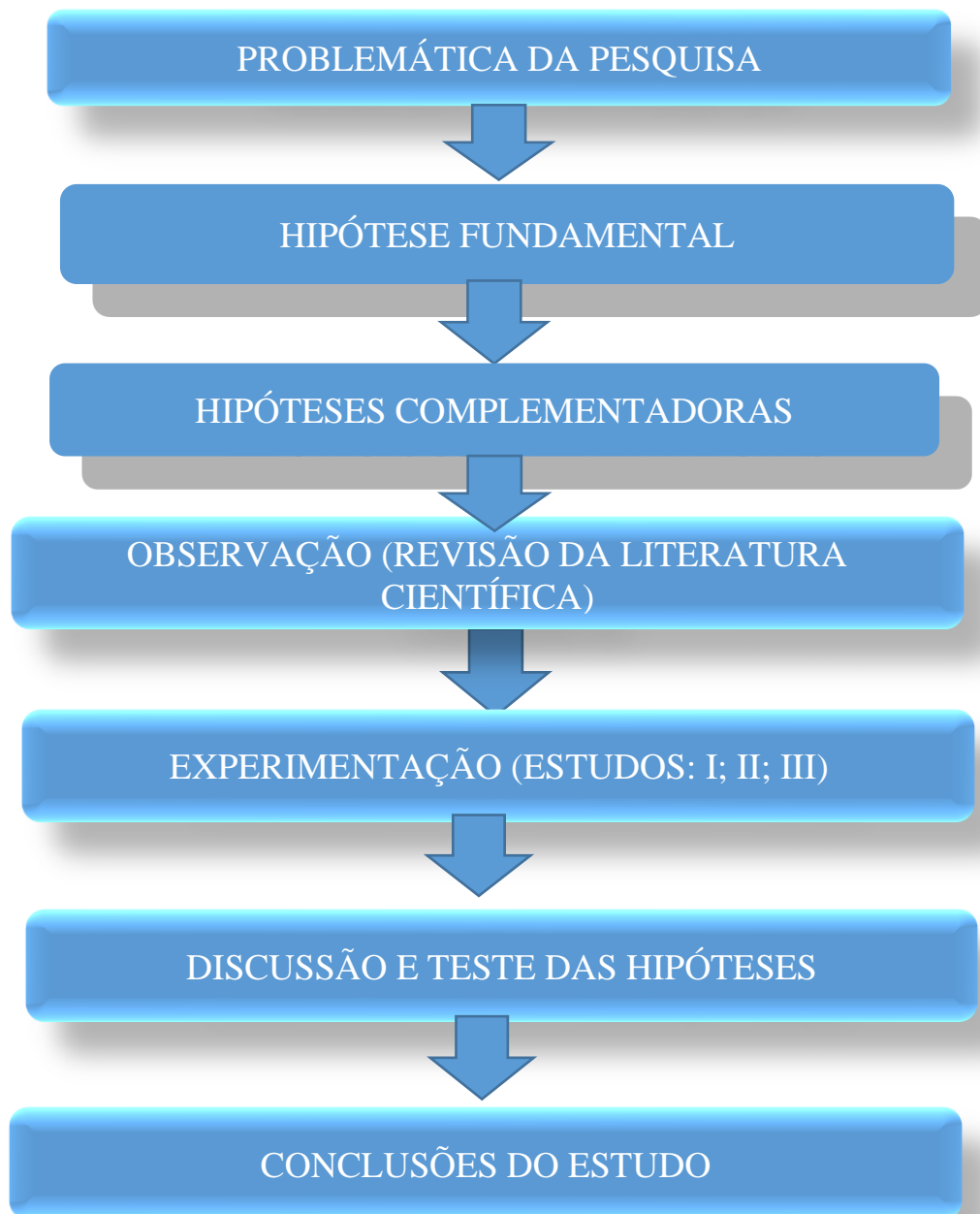
### 1.5.2 Objetivos Específicos

- a) Avaliar as implicações do design e configuração de cadeiras de rodas manuais na atividade muscular dos membros superiores;
- b) Avaliar as implicações do design e configuração de cadeiras de rodas manuais nos aspectos metabólicos, mais especificamente consumo de oxigênio e suas implicações para a mobilidade;
- c) Avaliar as implicações do design e configuração de cadeiras de rodas manuais na percepção de esforço durante contextos da interação usuário\produto em movimentos livres;
- d) Identificar os principais pontos do design que influenciam no desempenho do sistema usuário-cadeira durante tarefas de mobilidade;
- e) Identificar quais são as relações entre as forças resultantes do movimento da cadeira de rodas com o movimento durante atividades de mobilidade.

## 1.6 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

Para uma pesquisa no campo do design é importante considerar que o problema a ser estudado pertence a área do design (SILVA, 2010). Sendo assim, todos os procedimentos para o desenvolvimento desta tese foram caracterizados por estudos transversais com experimentação laboratorial. Primeiramente, feita uma pesquisa bibliográfica e documental, e posteriormente, realizados os estudos laboratoriais a fim de preencher lacunas da literatura e testar a hipótese fundamental da presente tese para atingir os objetivos propostos. Para tal, a ordem de desenvolvimento do trabalho foi, Figura 1.2:

Figura 1.6.2- Fluxo do trabalho desenvolvido



Fonte: Elaborado pelo autor.

A realização dos estudos laboratoriais envolvera seres humanos para a coleta de dados durante o uso de diferentes modelos de cadeiras de rodas, avaliadas em diferentes situações da mobilidade composta por movimentos livre pré-determinados. A participação dos sujeitos foi voluntária, não causando riscos ou constrangimentos para os mesmos. Para cada estudo houve o aceite prévio por parte dos participantes



os quais leram e assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE A). Tais estudos foram previamente submetidos e aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa (juntamente com os métodos e procedimentos da determinada pesquisa) (ANEXO A), conforme estipulado pela resolução 466 (12/12/2012), Conselho Nacional de Saúde – Ministério da Saúde. E para o estudo realizado na Noruega, além da aprovação do CEP-CONEP, foi realizada a submissão e aprovação do estudo para o REK (*Regionale Komiteer for Medisinsk og Helsefaglig Forskningsetikk*) e NSD Norge (*Norsk Senter for forskningsdata*) e conduzidos de acordo com *Helsinki Declaration* (ANEXO B).

Cada estudo teve seu próprio objetivo com a finalidade de responder uma determinada lacuna da literatura e em última análise, foi parte do universo deste trabalho como peça fundamental para contemplar o propósito principal da pesquisa, totalizando três estudos Quadro 1.1

Quadro 1.1 - Resumo dos estudos realizados

ESTUDO	LOCAL – N	OBJETIVOS	PRINCIPAIS ACHADOS
<b>Estudo I</b> – A influência da posição do eixo e o uso de acessórios na atividade dos músculos dos membros superiores durante a propulsão manual em cadeira de rodas.	Bauru-SP – n=11	Objetivo investigar a influência da posição do eixo das rodas traseiras e o uso de acessórios na atividade dos músculos dos membros superiores durante a propulsão manual.	Com acessórios, mover o eixo para frente levou a uma diminuição na atividade de todos os músculos na manobra sprint e a manobra de slalom. Porém, impulsionar a cadeira sem acessórios, nenhuma diferença foi encontrada em relação à posição do eixo.
<b>Estudo II</b> – Efeito do design da cadeira de rodas no desempenho da mobilidade, respostas cardiorrespiratórias e esforço percebido.	Oslo-Noruega – n=15	Comparar as respostas cardiorrespiratórias, percepção de esforço e desempenho de mobilidade em diferentes cadeiras de rodas manuais, durante tarefas de mobilidade.	A cadeira de rodas com quadro rígido produziu características mais benéficas, embora apenas o efeito do tipo de cadeira de rodas na eficiência (consumo de oxigênio por metro percorrido) tenha sido estatisticamente significativo. A melhor eficiência foi alcançada com a cadeira de rodas rígida em todas as condições testadas.

<b>Estudo III -</b> Comportamento das forças, durante a execução do wst versão 4.2.	Londrina-PR – n=22	Descrever qual o comportamento das variáveis do SMARTWheel, durante a execução do WST versão 4.2, e como se relacionam com a pontuação (% realizada do WST) em uma amostra composta por adultos usuários de cadeiras de rodas.	Os modelos gerados por meio da regressão demonstraram que, de maneira geral, a aceleração tanto com as mãos no aro propulsor como sem tocar, tempo de impulsão, velocidade e picos de força são preditores do <i>score</i> do WST.
--	--------------------	--	--

Fonte: Elaborado pelo autor.

## 1.7 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA, CONTEXTUALIZAÇÃO E CONCEITOS CHAVE

### 1.8.1 O objeto de design e o desenvolvimento de produtos de tecnologia assistiva

Para a presente tese foi definido, primeiramente, o universo aonde se encontram os assuntos tratados. Os quais foram: o Design e as funções empregadas aos artefatos (produto do design) como resolutórios de problemas; o ser humano, o qual possui um problema a ser resolvido; os desfechos resultantes da interação entre o ser humano (usuário) e o artefato (produto), estes últimos foram tomados como parâmetros de consideração acerca do design do produto investigado.

Artefatos de design, ou produto do design, são todos os tipos de produtos, sistemas ou serviços, que por meio da modificação pelo ser humano visam a contemplação de uma determinada necessidade (LÖBACH, 2001). Entende-se por necessidade tudo aquilo que satisfaça um problema, seja ele fisiológico, psicológico ou exigências mínimas para satisfazer condições materiais e morais da vida do ser humano. Portanto as necessidades têm origem em alguma carência e ditam o comportamento humano, visando à eliminação dos estados não desejados. Ou seja, os objetos (artefatos) do design são produzidos a fim de satisfazer um desejo ou resolver um problema, sejam estes morais ou físicos.

Quando se trata do design de artefatos que tem uma relação direta com o ser humano, entende-se que a abordagem de maior relevância é aquela que o usuário (ser humano) é colocado como centro do objeto a ser desenvolvido (design centrado no usuário) (BROWN, 2009, IDEO, 2015). Porém, não são apenas os aspectos que

tangem o ponto de vista do usuário e sua percepção que o universo do Design se limita. Existem outros fatores como impacto ambiental, utilização de materiais, processos produtivos, e os desfechos que todas essas interações apresentam a partir do uso de produtos pelos usuários.

Nesse sentido, a ergonomia vem ajudar no desenvolvimento de artefatos de design que visam a eficácia, eficiência e satisfação dos usuários. Estudos sob o ponto de vista ergonômico e a aplicação dos conceitos da ergonomia no projeto de dispositivos tecnológicos, visam alcançar sistemas mais seguros, confortáveis, eficientes, efetivos e aceitáveis, esta interação entre Ergonomia e Design resulta no Design Ergonômico (PASCHOARELLI, 2003). Assim, os parâmetros analisados pela ergonomia e usabilidade colaboram com as atividades do Design e complementam os conceitos do design centrado no usuário (DCU) uma vez que analisam, também, pontos que não são tangíveis pelos próprios usuários.

Interações laboratoriais, ou seja, com um ambiente controlado são de extrema importância do ponto de vista metodológico da Usabilidade (LEWIS, 2006), essa que pode ser definida como potencialização da funcionalidade do produto com seu usuário, de maneira a atender requisitos de facilidade na aprendizagem de uso, efetividade no desempenho, custos humanos aceitáveis, flexibilidade nas tarefas, utilidade percebida do produto, adequação as tarefas, atendimento as caracterizações das tarefas e atendimento as caracterizações dos usuários, estando diretamente ligada as ações ergonômicas na produção de artefatos mais seguros e satisfatórios (PASCHOARELLI e SILVA, 2006; STATON E BARBER, 1996).

Dentro deste contexto, pode-se destacar o Design de Interação (DI), que busca a criação de experiências para o usuário que melhorem e aprimorem o modo como as pessoas se comunicam, interagem e trabalham (PREECE et al., 2002). Bem como a demanda por uma avaliação ergonômica aplicada a produtos de uso cotidiano das minorias populacionais, mais precisamente, e para a presente tese, a cadeira de rodas, pois os indivíduos que são usuários deste produto, apresentam diversos problemas durante as atividades da vida diária e apontam o próprio artefato como limitador de suas ações e interações sociais.

Ergonomistas têm incorporado aspectos ergonômicos na reabilitação, utilizando se das análises ergonômicas tanto para a investigação do trabalho, de maneira a tornar as atividades corretas e satisfatórias para as pessoas com deficiência, quanto para adaptações de Tecnologias Assitivas durante o uso em suas

casas e ambiente laboral (Kumar, 1992, Chi, 1999, Shrey and Breslin, 1992; Chen and Ko, 1994; Eriksson and Johansson, 1996). A abordagem ergonômica tem apresentado um papel importante no desenvolvimento e análises científicas de pessoas com deficiências e sua interação com Tecnologias Asssitivas, desde a aplicação correta de dados antropométricos específicos da estrutura corporal de pessoas com deficiência, para o desenvolvimento desses artefatos, como análises cinemáticas e cinesiológicas de atividades com Tecnologias Asssitivas. Além de fornecer ferramentas de avaliação para produtos e ambientes desenvolvidos no âmbito do *Universal Design* (Ait El Menceur et al., 2008; Sangelkar et al., 2012; Beecher and Paquet, 2005; Afacan and Erbug, 2009; Gray et al., 2012).

O conceito do *Universal Design* (Design Universal) se origina no movimento pelos direitos das pessoas com deficiência nos anos 90 nos EUA, com a *American with Disabilities Act*, lei que estabelece os primeiros princípios de acessibilidade e adaptabilidade (KEATES et al., 2000; CONTE, 2004; PLOS AND BUISINE, 2006). De maneira geral o Design Universal visa encorajar produtos e ambientes que sejam mais passíveis de uso por todos sem a necessidade de adaptações, sendo designado para pessoas de todas as idades, tamanhos, capacidades, a fim de simplificar o uso sem custos extras ou a um baixo custo (VANDERHEIDEN, 1997; LAROCHE, 2004). O Design Universal ou “Design para todos” tem como meta conciliar duas vertentes para os produtos, desenvolvendo produtos para as massas, voltado para a média de usuários saudáveis da sociedade, e desenvolver produtos especializados ou dedicados para as minorias, como por exemplo Tecnologias Assistivas que são concebidas em especial para as pessoas com deficiência. Dentro desse modelo, sete princípios foram traçados para o entendimento do Design Universal, baseados em sua maioria na usabilidade e utilizados para o desenvolvimento de produtos, são eles (PREISER E OSTROFF, 2001; BRANGIER E BARCENILLA, 2003; CONTE, 2004):

1. Uso equitativo: o design é útil e comercializável para pessoas com habilidades diversas (por exemplo, portas elétricas facilitam o ritmo do visitante para todos os usuários; o e-mail facilita a comunicação para todos, incluindo pessoas que têm problemas para se comunicar por telefone).
2. Flexibilidade no uso: O design acomoda uma ampla gama de preferências e habilidades individuais (por exemplo, tesouras grandes de poda acomodam o

uso com as duas mãos e permitem alternância entre as duas em tarefas repetitivas).

3. **Uso Simples e Intuitivo:** O uso do design é fácil de entender, independentemente da experiência do usuário, conhecimento, habilidades linguísticas ou nível educacional (por exemplo, postos de emergência públicos utilizam cores de emergência reconhecidas e um design simples para transmitir rapidamente a função aos transeuntes. - Por; interfaces ATM intuitivas permitem o uso sem instrução ou treinamento).
4. **Informações perceptíveis:** O design comunica as informações necessárias informações efetivamente para o usuário, independentemente das condições ambientais ou das habilidades sensoriais do usuário (por exemplo, pequenas saliências no teclado do telefone celular informam ao usuário onde estão as chaves importantes sem exigir que o usuário observe as teclas).
5. **Tolerância a erro:** O design minimiza os riscos e as consequências adversas de ações acidentais ou não intencionais (por exemplo, o mecanismo de “disparo sequencial ” em uma pistola de pregos impede o disparo acidental quando a ferramenta não é pressionada contra um objeto).
6. **Baixo esforço físico:** o design pode ser usado de forma eficiente, confortável e com um mínimo de fadiga (por exemplo, a alavanca da porta não exige força de prensão para operar e pode até ser operada com um punho fechado ou cotovelo).
7. **Tamanho e espaço para abordagem e uso:** Tamanho e espaço apropriados são fornecidos para abordagem, alcance, manipulação e uso, independentemente do tamanho do corpo, postura ou mobilidade do usuário (por exemplo, portões largos nas estações de metrô acomodam usuários de cadeira de rodas e passageiros) com pacotes ou bagagem).

Portanto, estudar o produto de um ponto de vista que visa equacionar diferentes abordagens é uma tarefa complexa, e para a presente tese optou-se por fazer uma análise sob o ponto de vista do Design Ergonômico, ou seja, aspectos do design da cadeira de rodas manual que podem gerar diferenças durante a interação com o produto. Como, em aspectos biomecânicos, fisiológicos e perceptivos do sujeito, também, aspectos mecânicos do movimento resultante dessa interação. Deste modo, a demonstrar a importância dos estudos laboratoriais para a análise de produtos de

Tecnologia Assistiva e seu real impacto para os usuários, quando analisados tais pontos como representação de repostas da interação com o produto. Sendo que os aspectos aqui expostos não tangem somente o senso perceptivo do usuário com o uso do produto, mas concomitantemente, seus resultados estão diretamente ligados ao design e projeto da cadeira de rodas (objeto do estudo).

### **1.8.2 Tecnologia assistiva**

O termo Tecnologia Assistiva é utilizado para identificar os produtos e serviços que são destinados a proporcionar ou amparar habilidades funcionais das pessoas com deficiência, minimizar problemas funcionais e como consequência, promover independência e inclusão (ITS BRASIL, 2012; BERSCH et al., 2010; COOK et al., 2015). O termo surgiu em 1988 na legislação norte-americana conhecida como *Public Law 100-407*, porém os usos de produtos para lidar com limitações de ordem física são anteriores a essa data e nomenclatura (ITS BRASIL, 2012). O Plano Nacional dos Direitos da Pessoa com Deficiência – Viver sem limites, instituído pelo decreto 7.612 de 17 de novembro de 2011 e a lei nº 10.098, que estabelece normas gerais e critérios básicos para promoção da acessibilidade das pessoas com deficiência ou mobilidade reduzida, foram os marcos regulamentadores do termo no Brasil (ITS BRASIL, 2012; BRASIL, 2000).

O termo Tecnologia Assistiva é definido como a área do conhecimento multidisciplinar que engloba todo o universo de produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que têm como objetivo promover a pessoa com deficiência ou mobilidade reduzida, funcionalidade, relacionada à atividade e participação, em vista a sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social (REUNIÃO COMITÊ DE AJUDAS TÉCNICAS, 2007). Assim, as pessoas que possuem alguma incapacidade de ordem física recorrem a uma tecnologia assistiva como forma de encontrar algo que facilite a autonomia social e econômica. Esse seria o principal objetivo da tecnologia assistiva como área do conhecimento: promover a equidade de direitos de pessoas com deficiência para maximizar o rendimento funcional do indivíduo, reduzindo suas impossibilidades impostas pelo ambiente (HOGETOP e SANTAROSA, 2002; MATTOS, 2016). Atualmente, esse é um campo da ciência em ascensão devido, principalmente, ao novo modelo de inclusão social

que visa incentivar a participação de pessoas com deficiência nos diversos ambientes da sociedade (BRASIL, 2009; ALVES, 2013; SANTOS, 2017).

Por seu caráter multidisciplinar ela permite o trabalho em conjunto com áreas como Design, Arquitetura e Saúde, sendo bastante mencionados nas áreas de Educação e Saúde, reforçando o seu potencial em promover as capacidades funcionais dos usuários e pessoas com deficiência de modo geral (BERSH, 2013; ARAÚJO e ROCHA, 2015). Para Sandnes et al., (2017), a colaboração entre as áreas de Design e Saúde contribui no desenvolvimento e no design de novas tecnologias assistivas. O design é capaz de melhorar a qualidade de vida de seu usuário por meio do desenvolvimento de produtos, sistemas e ambientes que favoreçam a funcionalidade, independência e participação social da pessoa com deficiência (MEDOLA e PASCHOARELLI, 2014).

Diretrizes nacionais e globais têm reforçado a importância dos estudos na área da tecnologia assistiva, no Brasil, por meio da 3ª Conferência Nacional dos Direitos da Pessoa com Deficiência que aprovou o financiamento para pesquisas e produção nacional de dispositivos de TA e a criação de centros para o acesso e manutenção destes produtos, (BRASILIA, 2013). Já em âmbito mundial destaca-se o Plano de Ação 2014-2021, estruturado em torno de três eixos: remoção de barreiras e aumento ao acesso a serviços de saúde; fortalecimento e ampliação da reabilitação e serviços de assistência de tecnologias assistivas e fomento de pesquisas relacionadas à deficiência, incentivando pesquisas e desenvolvimentos de TA (WHO, 2015).

Dentre as diferentes formas de tecnologias assistivas, os dispositivos de mobilidade sobre rodas, mais especificamente a cadeira de rodas manual é muitas vezes o principal meio de mobilidade para as pessoas com deficiência, porém os relatos de abandono e dificuldades de mobilidade causadas por esse dispositivo são grandes, seja causado por desconforto ou equipamento mal ajustado (KITTEL et al., 2002, DOS SANTOS 2017). Nesse contexto o Design pode contribuir no desenvolvimento de pesquisas e produtos mais eficientes e aceitáveis, destacando assim as demandas de estudo e inovação na área. A avaliação de usabilidade e adequação ergonômica dos produtos são alguns dos aspectos essenciais do design, quando se trata de dispositivos como a cadeira de rodas, tais aspectos são ainda mais importantes, uma vez que a eficiência e eficácia na execução de tarefas utilizando esse tipo de produto está, muitas vezes, intimamente relacionada com a

independência do usuário, auxiliando e possibilitando a execução de atividades básicas da vida diária, como a locomoção (DOS SANTOS, 2017).

### 1.8.3 Conceituando deficiência

A classificação internacional de deficiências, incapacidades e desvantagens (CICID, 1989) propõe uma classificação de deficiência que pode ser aplicada a vários aspectos da saúde e da doença, sendo referencial unificado para a área. Ela define deficiência como “perda ou anormalidade de estrutura ou função psicológica, fisiológica ou anatômica, temporária ou permanente”. Já a incapacidade é definida como “restrição, resultante de uma deficiência, da habilidade para desempenhar uma atividade considerada normal para o ser humano. Surge como consequência direta ou é resposta do indivíduo a uma deficiência psicológica, física, sensorial ou outra. ”, e desvantagem é o prejuízo para o indivíduo, resultante de uma deficiência ou incapacidade (AMIRILIAN, 2000).

A fim de possibilitar à pessoa com deficiência, igualdade em participar plenamente em todos os aspectos da vida, entender os conceitos da diversidade humana se torna essencial. A Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência (SNPDPD) define pessoas com deficiência como aqueles que:

têm algum impedimento de longo prazo de natureza física, mental, intelectual ou sensorial, os quais podem obstruir de alguma maneira a participação plena e efetiva na sociedade em igualdades de condições com as demais pessoas.

Define também pessoas com mobilidade reduzida aquelas que:

não se enquadrando no conceito de pessoa com deficiência, tenha por qualquer motivo, dificuldade de movimentar-se, permanente ou temporariamente gerando redução efetiva da mobilidade, flexibilidade, coordenação motora e percepção.

De acordo com o Relatório Mundial da Deficiência (WHO, et al., 2012), existem mais de 1 bilhão de pessoas que possuem algum tipo de deficiência. Essas pessoas apresentam, no geral, menor integração e participação social, sendo que por muitos anos foram consideradas incapazes de trabalhar para a sua subsistência e de escolher atividades de acordo com suas vocações. Felizmente essa percepção mudou e, atualmente, sabe-se que a população com deficiência pode atuar em qualquer



atividade do mercado, desde que sejam oferecidas as devidas condições de um ambiente acessível. Em 2011 325,3 mil vínculos empregatícios foram declarados como de pessoas com deficiência, representando 0,7% do total dos vínculos no país. Destes 174.207 mil são pessoas com deficiência física ([www.pessoacomdeficiencia.gov.br](http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br)).

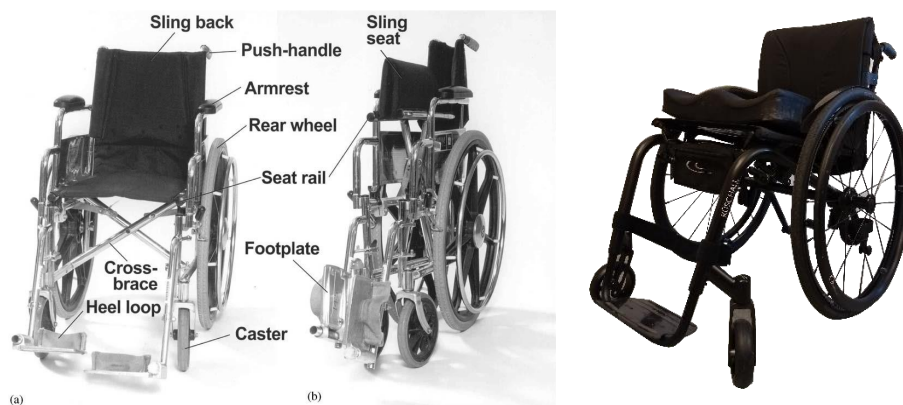
Na maioria das comunidades europeias, os estados têm implementado legislações que promovem direitos iguais para com indivíduos com deficiências. Apesar da existência de legislações contra a discriminação, existe evidências que a experiência social dos indivíduos com e sem deficiência são diferentes, por exemplo, pessoas com deficiência tem menores chances de serem empregadas (POPE & BRAMBRA, 2005; ROHMER E LOUVET, 2009). Nesse sentido, garantir a efetiva participação social e comunitária, promoção à saúde, melhor qualidade de vida, bem como a realização dos direitos à cidadania desses grupos de pessoas, ocorre, muitas vezes, com a melhoria da mobilidade geral. Para isso estudos sobre dispositivos de tecnologia assistiva auxiliares da mobilidade e o seu processo de uso aliado às áreas da Ergonomia e Design, busca promover a equidade de direitos de pessoas com deficiência ao maximizar o rendimento funcional do indivíduo, reduzindo as barreiras impostas pelo ambiente (HOGETOP & SANTAROSA, 2002) de forma que contemplem um melhor entendimento de como ocorre a relação entre esses dispositivos e seus usuários.

#### **1.8.4 A cadeira de rodas manual**

A cadeira de rodas é definida como equipamento que proporciona mobilidade sobre rodas e suporte para o assento de uma pessoa com dificuldade para andar ou se movimentar. Como auxílio a mobilidade ela pode ser classificada de acordo com diferentes parâmetros, o mais comum divide a cadeira de rodas em dois grandes grupos, sendo um, das cadeiras de rodas manual e o outro representado por cadeiras de rodas motorizadas. Este último grupo é normalmente prescrito em casos cujas perdas funcional e motora sejam amplas e graves. Dentre as cadeiras de rodas manuais de uso cotidiano, ou seja, que não são designadas para fins de esporte ou competição, Costa (2012), sugere uma divisão em dois grandes grupos: estruturas monoblocos (rígidas) e dobráveis, estas, podendo ser categorizadas como fecho horizontal (o encosto dobra-se sobre o assento) e vertical (dobráveis em “X” *cross-*

*blade*) FIGURA 1.3 Costa (2012) e Bertoncello e Gomes (2002) sugerem que as cadeiras de rodas de quadro rígido, são próprias para uso somente em interiores e em casos excepcionais, e que são muito pouco usadas, com exceção do transporte de pacientes. Entretanto existem cadeiras de estrutura rígidas suficientemente leves próprias para o uso no dia-a-dia, as quais os estudos demonstram proporcionar diversas vantagens funcionais em atividade de mobilidade livre.

Figura 1.7.3 - Cadeira de rodas quadro dobrável (esquerda) Cadeira de rodas quadro rígido (direita)



Fonte: Adaptado de White e Kirby, 2003.

Estima-se que aproximadamente 65 milhões de pessoas precisem de uma cadeira de rodas para auxílio a mobilidade (WHO 2015), números que colocam a cadeira de rodas como talvez o mais representativo dispositivo de tecnologia assistiva, consistindo em o mais importante dispositivo terapêutico ou forma de tecnologia assistiva para a reabilitação, e quando utilizada para suprir dificuldades de locomoção, ela pode ser considerada uma extensão do corpo do usuário. Alguns elementos e características são considerados para a prescrição e efetiva eficiência da cadeira de rodas, segundo a OMS (2014) a cadeira de rodas é considerada apropriada quando: atende às necessidades do usuário e considera as condições ambientais; é adequada e oferece suporte postural; é segura e durável; está disponível no país e pode ser adquirida e mantida com serviços disponíveis no país a um valor acessível.

Dentro do campo do Design a cadeira de rodas deve ser analisada não apenas pelos aspectos técnicos e funcionais, mas também do ponto de vista estético. Neste segundo aspecto a cadeira de rodas é um exemplo de produto que tem um impacto emocional desagradável, a conotação que normalmente se dá a este objeto é

negativa, além disso ser considerado pelo seu apelo estético é também pela contraditória e aparente diminuição da mobilidade que representa seu uso. Portanto, vista como um símbolo de integração e exclusão social, dependendo do ponto de vista e uso (DESMET E DIJKHUIS, 2003; CHAVES, 2004).

A cadeira de rodas é um dispositivo composto de: um quadro; duas rodas traseiras (rodas propulsoras); duas dianteiras (rodízios ou *casters*), e dois garfos (que conectam os rodízios ao quadro); encosto; assento; e apoio para os pés. Existem ainda componentes opcionais que variam de acordo com as necessidades do usuário, tais como o encosto para cabeça e rodas de segurança na parte traseira, além de apoios de braços e de pés reguláveis e ou rebatíveis, em folha simples ou dupla, freios de acionamento para frente ou para trás, acionamento de comando por voz, protetores laterais para roupas e de aros, rodas com diâmetro, densidade e pneus diversos, cintos de vários modelos, rodas antitombo na parte traseira, são exemplos de acessórios. Do ponto de vista do Design equacionar todos esses componentes é algo essencial para o bom uso e boa experiência dos usuários.

### **1.7.1 Cadeira de rodas: a interface do usuário**

Uma grande variedade de deficiências físicas afeta os movimentos do corpo humano limitando as suas habilidades, o que acaba por levar a prescrição de uma cadeira de rodas. Algumas dessas condições são: paraplegia, tetraplegia, acidentes vasculares encefálicos, amputações, doenças degenerativas, declínio físico e funcional devido à idade avançada entre outras. A prescrição da cadeira de rodas é realizada com o intuito de trazer o indivíduo de volta a participação social e comunitária, em contrapartida, esse dispositivo tem sido apontado por seus usuários como fator limitador da participação social (CHAVES *et al.*, 2004).

Do ponto de vista do Design, os fatores limitadores da participação social de usuários de cadeira de rodas podem estar ligados, também, a aspectos estéticos e simbólicos do dispositivo e com a maneira com a qual o usuário se relaciona com sua cadeira de rodas em níveis psicológicos e emocionais. Lanutti *et al.* (2015), encontraram que a significação da cadeira de rodas para homens e mulheres diferem entre si, enquanto para homens suas cadeiras de rodas significam eficiência e inclusão, para as mulheres o significado foi o oposto, ineficiência e exclusão, assim

demonstrando que os fatores relacionados a questões estéticas e simbólicas podem ter contribuído para a diferença encontrada entre os gêneros.

Promover a mobilidade pode ser considerado como principal função da cadeira de rodas. Porém seus usuários encontram diversas dificuldades funcionais no uso diário desse dispositivo, em comparação as pessoas não usuárias. Por exemplo, enquanto uma pessoa sem deficiência percorre de 6 a 7,5 km por dia, os usuários de cadeira de rodas percorrem em média 1,5 a 2,5 km no mesmo período de tempo (MEDOLA et al., 2014; SONENBLUM et al., 2012; KARMAKAR et al., 2010; BOHANNON, 2007; TOLERICO et al., 2007).

A propulsão manual em cadeiras de rodas expõe os membros superiores a uma combinação nociva de carga e repetição de movimentos, o que causa uma sobrecarga biomecânica levando o sujeito a muitas doenças, além da presença elevada de dor, especialmente nos ombros e punhos (ALM et al., 2008; CURTIS et al., 1999; SUBBARAO et al., 1994). A propulsão manual, por meio do aro de propulsão da cadeira, tem sido considerado como fator de contribuição para a alta prevalência de doenças nos membros superiores entre os seus utilizadores. O estudo de Rice et al. (2014), aponta uma alta prevalência de síndrome de túnel do carpo (de 49% a 73%) e dores nos ombros (31% a 71%) nessa população. Além disso a presença de dor é relatada como fator de baixa qualidade de vida, sendo considerada como uma das principais razões que contribuem para o declínio funcional do indivíduo (LUNDQVIST et al., 1991; GERHART et al., 1993). Entretanto, além dos estudos apontarem o aro de propulsão como algo nocivo a saúde dos usuários, ele ainda é o principal meio de ambulação na cadeira de rodas manual. Reduzir o esforço e promover conforto para as mãos dos usuários é um objetivo importante a se chegar no projeto de aros de propulsão (GELLMAN et al., 1988; CURTIS et al., 1999; SUBBARAO et al., 1994).

Os aros de propulsão são caracterizados por ser um tubo metálico localizado em uma linha externa ao aro das rodas traseiras da cadeira de rodas, e por seu formato geométrico, acaba não possuindo as características ergonômicas necessárias para o conforto e bom desempenho da tarefa, forçando o usuário a utilizar uma pega em pinça e não permitindo variações para os membros superiores, além do seu diâmetro (18-20 mm) ser insuficiente para promover um suporte adequado para a totalidade da face palmar, levando a situações de estresse nas mãos e contribuindo para problemas gerais nos membros superiores (DIERUF et al., 2008; VAN DER WOUDE et al., 2003). Alguns estudos têm demonstrados alternativas para o aro de

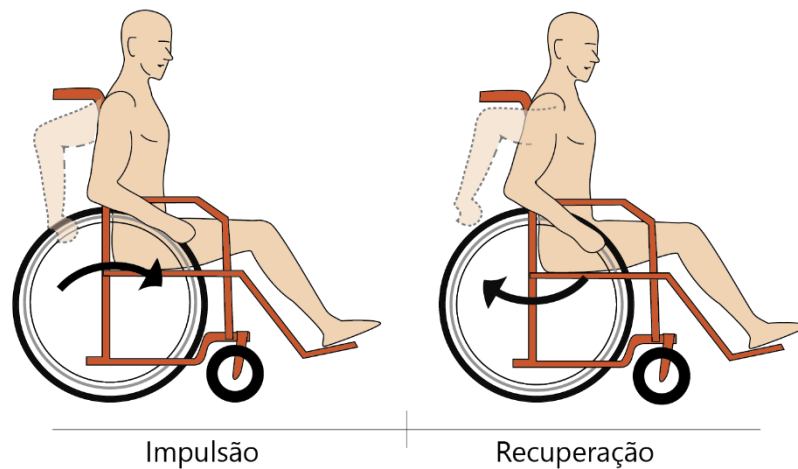
propulsão no intuito de oferecer uma propulsão mais fácil e confortável (DIERUF et al., 2008; RICHTER et al., 2006; GAINES e LA, 1986), Medola et al., (2012) apresentaram uma proposta de aro de propulsão baseado na antropometria da mão oferecendo uma maior área de contato para a superfície palmar, o que resultou em maior conforto, durante o uso da cadeira de rodas. Apesar das alternativas propostas por estudos para os aros de propulsão, estes ainda são pouco representativos dos equipamentos praticados na realidade mercadológica, principalmente no Brasil, resultando em não atender a real demanda e os reais usuários de cadeira de rodas.

Destaca-se que as consequências das lesões nos membros superiores são potencialmente incapacitantes nesta população, uma vez que a mobilidade, transferências da cadeira e a maioria das demais atividades diárias são desempenhadas com os braços e mãos. Sendo assim podemos destacar a grande limitação de mobilidade que estão sujeitas as pessoas que necessitam de uma cadeira de rodas, como fator limitante para o desenvolvimento de grande parte das atividades da vida diária, a simples tarefa de subir em uma calçada pode ser de extrema dificuldade para esses usuários, representando um aspecto determinante para a qualidade de vida.

Para o bom entendimento da causa das lesões nos membros superiores dos usuários de cadeira de rodas, deve-se apontar que estes acabam por usar os membros superiores para uma atividade que originalmente não foram preparados, substituindo a marcha normal (VAN DER WOUDE et al., 2006). O design da cadeira de rodas deve ser pensado em direção a ajudar esta nova tarefa para a qual os braços e mãos foram designados a realizar, portanto entender como se dá o ciclo de movimento dos membros superiores que resultam na locomoção em substituição da marcha regular se faz importante.

Esses movimentos compreendem duas fases: impulsão, compreendida pelo toque inicial das mãos ao aro, aplicação das forças para movimentação do aro, até a liberação do mesmo pelas mãos; e recuperação, correspondente a oscilação das mãos no sentido posterior, em busca de novamente tocar o aro de propulsão e iniciar um novo ciclo (BONINGER et al., 2000), como demonstra a Figura 1.7:4.

Figura 1.7.4 - Ciclo de movimento na cadeira de rodas manual



Fonte: Elaborado pelo autor.

A propulsão manual é influenciada por diversos fatores relacionados com o usuário, configuração e design do equipamento. A posição relativa dos membros às rodas traseiras pode alterar a propulsão, afetando a eficiência do movimento. Sendo que o ideal é que a cadeira de rodas seja configurada de maneira a permitir a cobertura do maior ângulo possível de movimento dos ombros, sem exigir ângulos extremos de flexão ou extensão das articulações (BERTOLACCINI et al., 2017; WEI et al., 2003). A fase de impulsão é caracterizada pela ativação muscular dos membros superiores, bem como musculatura peitoral e trapézio superior, representando, conseqüentemente, o período de maior consumo energético durante o ciclo de movimento. Enquanto, a fase de recuperação deve ser, idealmente, realizada quase que totalmente em repouso muscular, porém esta, ainda sim, é responsável pela maior parte do ciclo completo do movimento. Existe duas desvantagens principais da propulsão manual pelo aro propulsor: primeiro, a ineficiência do movimento, a qual recai no fato de apenas uma pequena parte do ciclo de propulsão ser responsável por verdadeiramente mover a cadeira para frente (cerca de 20%). A eficiência mecânica bruta (EMB), definida como a potência mecânica expressa como uma porcentagem da potência metabólica, é geralmente entre 2% e 10% para a propulsão por meio do aro propulsor. A ampla variação no EMB decorre da grande variação na capacidade física dos usuários de cadeiras de rodas, bem como do efeito da velocidade de propulsão e das características da superfície (VERELLEN et al., 2004). Impulsionar a cadeira sobre uma superfície plana, como em casa, é relativamente fácil, mas o movimento ao longo de caminhos ao ar livre (grama e cascalho/areia) e rampas é

difícil para a maioria dos indivíduos. O usuário de cadeira de rodas se utiliza da locomoção pelo aro propulsor está, portanto, confinado a um ambiente restrito que limita a participação nas atividades cotidianas. Esses fatores acabam por influenciar a segunda grande limitação imposta por esse tipo de locomoção: o uso excessivo dos membros superiores o qual resulta em dores e desconforto (MORTENSON et al., 2008; RICE et al., 2014).

O ciclo de trabalho que é imposto aos membros superiores e a configuração do dispositivo podem levar a lesões extremamente limitantes, uma vez que os usuários de cadeira de rodas passam a depender de suas mãos e braços para a locomoção e demais atividades da vida diária. Tornando assim, a preservação da função dos membros superiores condição fundamental para a independência dos usuários (PARALYZED VETERANS OF AMERICA CONSORTIUM FOR SPINAL CORD MEDICINE, 2005). A consequência das lesões supracitadas, podem representar maior incapacidade funcional do sujeito, levando a uma situação ainda mais grave de limitação da mobilidade, uma vez que com lesões também nos membros superiores (além da já limitação pela falta de mobilidade dos membros inferiores) leva o indivíduo a uma menor interação social, e comunitária e precisando mais ainda do auxílio de outras pessoas. Como consequência, existe o agravamento do já presente sedentarismo nesta população, que por condições patológicas tendem a se movimentar muito menos em suas rotinas diárias e praticar menos atividades físicas. A mais grave consequência de uma vida sedentária é o desenvolvimento de doenças cardiovasculares, pulmonárias e declínio funcional geral, o que pode levar em situações extremas a morte (BHAMBHANI 2002; RICE et al., 2014; OSTERTHUN, et al. 2014). Estudos apontam que doenças cardiorrespiratórias decorrentes, em sua maioria, de um estilo de vida sedentário são os maiores responsáveis por morte precoce na população de usuários de cadeiras de rodas (OSTERTHUN, et al. 2014).

A Promoção de simples aperfeiçoamentos nas características do design e configuração da cadeira de rodas para seus usuários, de acordo com suas necessidades e preferências, pode beneficiar a mobilidade geral e a satisfação com o dispositivo. Isso é um importante aspecto ergonômico que influencia no sucesso de uso do equipamento. Com a intenção de promover a ergonomia em cadeiras de rodas manual, pequenas mudanças em relação a posição relativa do usuário e as rodas traseiras acabam por afetar diretamente a interação entre o usuário e o dispositivo, como por exemplo as forças de propulsão manuais, padrões de movimento dos

membros superiores, estabilidade do sistema e resistência do rolamento (BERTOLACCINI *et al.*, 2018; BERTOLACCINI *et al.*, 2017; RAMMER *et al.*, 2015). Esses são aspectos ergonômicos relevantes que podem determinar o quão fácil ou difícil é propulsionar a cadeira de rodas.

Nesse contexto, investigar e entender como mudanças no design da cadeira de rodas pode influenciar as ações do usuário durante a propulsão manual, pode promover dados ergonômicos para otimizar a eficiência da mobilidade e minimizar doenças nos membros superiores. Isso é um importante conhecimento para designers, fabricantes e profissionais das áreas da reabilitação que trabalham com design de cadeira de rodas.

Outro ponto que pode ser considerado para um bom resultado de uso com o produto é a postura do usuário durante o contato com a cadeira de rodas. A postura diária executada pelo cadeirante, na maior parte de suas atividades, não se diferencia muito de uma postura sentada em uma cadeira convencional, por isso, entender como se dá a postura sentada contribui para o entendimento dos aspectos ergonômicos entre a interface do equipamento e o usuário. Dores nas costas e doenças relacionadas a postura sentada são considerados como, em longo prazo, um desequilíbrio entre fatores físicos relacionados ao trabalho, postura corporal e capacidade física do sujeito (HAMBERG-VAN REENEN *et al.*, 2008).

Sentar-se em uma postura ereta, isto é, com a cabeça e o tronco alinhados verticalmente, com as pernas e joelhos flexionados a 90°, é geralmente considerado como uma postura adequada (WAONGENNGARM *et al.*, 2015). Entretanto, manter o tronco em postura ereta por tempo prolongado requer uma contínua ativação muscular, o que pode levar a fadiga, dor e lesões. Usuários de cadeira de rodas passam grande período de tempo em interação com seu dispositivo, cerca de 11 horas por dia (SONENBLUM *et al.*, 2012), em uma postura sentada muito próxima dessa descrita.

Diversos estudos demonstram como a postura corporal e as características do assento influenciam na atividade muscular (WAONGENNGARM *et al.*, 2015; KWON *et al.*, 2015; ELLEGAST *et al.*, 2012), o estudo de Kamil e Dawal (2015) demonstrou que existe uma correlação entre ângulo postural (ângulos de tronco e pélvis) e a atividade dos músculos eretores da coluna, *multifidus* e eretores cervicais. Similarmente, Bertolaccini *et al.*, (2016) investigaram a influência entre a altura do assento e a postura corporal na atividade dos músculos trapézio superior e



longuíssimo do dorso, em particular a influência na atividade muscular levando em conta três fatores: altura do assento (alta e baixa); inclinação de tronco e adução/abdução das pernas. Os resultados demonstraram que a altura do assento e a postura corporal influenciam significativamente na atividade dos músculos trapézio superior e longuíssimo do dorso. Neste caso, sentar-se em um assento mais elevado diminui a atividade muscular comparado com um assento mais baixo, uma vez que o assento elevado pode levar a uma postura lombo-pélvica mais adequada, o que pode resultar em uma postura mais adequada. Além disso sentar com as pernas em abdução reduz a atividade de ambos os músculos. Achados dessa natureza tem implicações diretas no design ergonômico de cadeiras e suportes posturais em geral, bem como a cadeira de rodas, demonstrando a importância de se investigar a influência do design de interfaces posturais em aspectos biomecânicos do usuário como atividade muscular e ângulos articulares, assim contribuindo para entender como o design e postura corporal podem influenciar nos custos biomecânicos ao usuário. Reduzir a carga biomecânica nas atividades de postura sentada é essencial para beneficiar a saúde, conforto e satisfação destes.

A postura sentada durante o uso de cadeira de rodas está associada a diversos problemas musculoesqueléticos, teciduais e funcionais como: lesões de tecidos moles devido a pressão contra a superfície do assento; desvios da coluna vertebral gerados pelo mau posicionamento crônico; sensação de desconforto; fadiga; dores devido ao uso do assento; dificuldade em realizar atividades de vida diária devido às limitações físicas associadas à cadeira ou assento (COOPER et al., 2006; ENGSTRÖM, 2002). Esses problemas estão diretamente associados a interface de suporte postural da cadeira de rodas (assento, encosto, apoio para os braços e pés).

Para usuários de cadeiras de rodas, é essencial que o dispositivo disponha de acessórios (assento, encosto, apoio dos braços e pés, entre outros) que contribuam, em conjunto, para a satisfação e promoção a qualidade de vida, aumentando a função física e o bem-estar social e psicológico do usuário. Fator que pode ser proporcionado pela promoção da viabilidade tecidual, da postura saudável e da mobilidade e funcionalidade (COGGRIVE e ROSE, 2003). A adequação da postura do usuário em sua cadeira de rodas é essencial para o uso confortável, eficiente, independente e seguro.

As consequências da cadeira de rodas configurada de forma inadequada são danosas para seu usuário, sendo necessária uma maior atenção na seleção e configuração do equipamento. Segundo Samuelsson et al., (2001), o desconforto na posição sentada é altamente prevalente entre os usuários de cadeira de rodas (87%), sendo que as dores nas costas são de maior incidência (63%). A cadeira de rodas deve oferecer suporte, mesmo quando o indivíduo relaxa totalmente os músculos posturais do tronco, sua postura deve manter-se adequadamente ereta e sem risco de desenvolvimento de contraturas e deformidades (MEDOLA, 2013). Para isto, a interface de suporte postural do equipamento deve oferecer os recursos necessários para o posicionamento confortável, estável e adequado para a manutenção postural quando o indivíduo relaxa a musculatura.

Ajustes em aspectos específicos do design da cadeira de rodas podem influenciar não somente a postura do tronco, mas também a posição relativa do mesmo em relação aos demais componentes do dispositivo, afetando assim as ações do usuário durante a propulsão manual. O design do quadro da cadeira, tipos de pneus e posição das rodas e eixo traseiro, são alguns dos componentes que claramente influenciam nessas ações. Equacionar de forma adequada os aspectos mecânicos do dispositivo (por exemplo, massa do sistema e pressão dos pneus) às ações do usuário (por exemplo, capacidade física, habilidades em termos de transpor obstáculos como subir o meio-fio e enfrentar um declive, a técnica de propulsão em termos de aplicação de força no aro de propulsão) em um determinado contexto e ambiente de mobilidade (por exemplo, rural ou cidade, molhado ou seco), beneficia o desempenho da cadeira de rodas (GROOT et al., 2014). Neste sentido, pode-se reduzir a demanda de trabalho, diminuir dores e lesões, favorecer a independência na mobilidade, e, conseqüentemente, melhorar a participação social do usuário.

Vários são os fatores do design da cadeira de rodas que podem influenciar na eficiência e economia do sistema usuário/produto. Além dos elementos já citados anteriormente, como a posição relativa do eixo traseiro e assento com relação ao tronco e membros superiores. Elementos apontados como influenciadores em questões como dores e ativação muscular, estes podem também ser pontos que influenciam na eficiência e economia durante o uso. Além disso, o emprego de materiais cada vez mais leves no desenvolvimento de cadeiras de rodas é relacionado ao emprego de alta tecnologia para o desenvolvimento de produtos mais eficientes e

menos demandantes dos aspectos metabólicos e fisiológicos de seus usuários, e em última análise diretamente ligados a massa total do equipamento.

Diversos estudos apresentam testes sob a hipótese que a massa reduzida da cadeira de rodas, seja pelo emprego de matérias de alta tecnologia, como alumínio ultraleve, titânio ou fibra de carbono, ou pelo melhor aproveitamento e aperfeiçoamento do desenho do projeto resulta em melhores resultados de performance no uso do dispositivo. (LIN e SPRIGLE, 2020; SPRIGLE et al., 2015; LIU et al., 2010. Entretanto observa-se que a distribuição da massa no sistema tem maior influência no desempenho geral do que a própria massa total, Alcolea et al., (2019) relataram que adicionar massa em locais específicos da cadeira de rodas influencia as forças de propulsão em diferentes trajetórias. Quando é levado em consideração a mesma trajetória, foi observado um menor emprego de força nos aros de propulsão quando existe massa adicional no centro das rodas traseiras, local mais próximo do centro de massa.

As forças de propulsão são variáveis importantes que afetam diretamente o desempenho da mobilidade manual da cadeira de rodas. Da força total aplicada ao aro de propulsão, o componente que mais contribui para o movimento da cadeira de rodas é a força tangencial, embora os componentes, axial e radial, sejam necessários para estabilizar o acoplamento do aro de propulsão com atrito suficiente para a atuação da força de tração. Do ponto de vista do movimento do aro de propulsão, a eficiência da propulsão manual refere-se à capacidade de empurrar as rodas com um componente tangencial maior. A análise das forças de propulsão aplicadas aos apoios de mãos durante o deslocamento em linha reta mostrou que a força no primeiro impulso era aproximadamente 30% maior que os quatro impulsos consecutivos, devido ao maior esforço necessário para colocar a cadeira em movimento em comparação com a esforço necessário para manter o movimento (ALCOLEA et al., 2019).

O emprego de tecnologia para uma maior durabilidade do equipamento é um ponto importante quando considerado o contexto de adversidade ao qual é exposto, ambientes externos compostos por eventos de subidas, descidas de meio fio, por exemplo, e o uso por populações de baixa renda, as quais muitas vezes não conseguem proporcionar a devida manutenção do equipamento. O estudo de Liu et al., (2010), mostrou que o processo de fabricação e o design adequados das cadeiras de rodas com base em propriedades mecânicas são importantes. Nesse estudo, foram

testadas doze cadeiras de rodas rígidas ultraleves de alumínio com design e dimensões semelhantes a cadeiras de rodas rígidas ultraleves, porém de titânio, para a avaliação foi utilizado o método *American National Standards Institute/Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America and International Organization for Standardization wheelchair standards*. O teste revelou que entre as cadeiras de rodas de diferentes materiais não houveram diferenças dentro dos parâmetros que são utilizados no teste, porém a pressão dos pneus, a largura da parede dos tubos, e o tipo de tubo para fabricação foram propostos como fatores que influenciam a durabilidade das cadeiras de rodas, e o material do quadro demonstrou não influenciar diretamente a performance das cadeiras de rodas, sejam elas feitas de alumínio ultraleve ou titânio ultraleve porém o design baseado em propriedades mecânicas se mostra importante.

#### *1.7.1.1 Forças do sistema e as respostas biomecânicas e fisiológicas do usuário durante o uso da cadeira de rodas manual*

No que diz respeito à eficiência e economia da propulsão manual, o custo metabólico é provavelmente o mais representativo desfecho a se explorar quando se trata da demanda energética imposta ao usuário no uso da cadeira de rodas. Entende-se custo metabólico relativo a propulsão manual como a quantidade de oxigênio consumido por unidade de tempo (VO<sub>2</sub> consumido), frequência cardíaca, e frequência de toque, enquanto eficiência é tipicamente medida por oxigênio consumido por distância percorrida (VO<sub>2</sub> eficiência) (ZUKOWSKI et al., 2014). O custo metabólico e a eficiência na mobilidade de cadeira de rodas têm sido explorados em diferentes campos da ciência como por exemplo, no esporte (GOOSEY et al., 2000), comparando-se diferentes grupos de sujeitos (TOLFREY et al., 2001; GOOSEY et al., 2004) e mais recentemente diferentes tipos de mecanismos análogos ao aro de propulsão (ZUKOWSKI et al., 2014).

Pierret et al. (2014) exploraram as respostas cardiorrespiratórias e esforço percebido durante a propulsão manual durante o incremento da dificuldade em rampas. Os autores encontraram que as respostas fisiológicas a rampas de 2% foram diferentes de superfícies planas, enquanto 8% de inclinação impôs aos usuários situações críticas de esforço fisiológico. Finalmente, foi sugerido que 12% de inclinação deveria ser proibido, pois alguns participantes não conseguiram realizar a

tarefa. Essa informação reforça o já estabelecido e evidenciado problema de locomoção que os usuários de cadeiras de rodas enfrentam, sendo ainda mais desafiador, ou até mesmo excludente, quando ambientes externos são enfrentados. Evidenciando a necessidade de se explorar os fatores da cadeira de rodas que são associados com uma ótima eficiência da mobilidade e desafios do dia-a-dia.

Ajustes em aspectos específicos do design da cadeira de rodas podem influenciar não somente a postura do tronco, mas também a posição relativa do mesmo em relação aos demais componentes do dispositivo, afetando assim as ações do usuário durante a propulsão manual. O design do quadro da cadeira, tipos de pneus e posição das rodas e eixo traseiro, são alguns dos componentes que claramente influenciam nessas ações. A posição do eixo traseiro afeta a ativação muscular durante a propulsão manual (LOUIS e GORCE, 2010; BERTOLACCINI et al., 2018) e também os ângulos dos segmentos do corpo humano.

Com o objetivo de se avaliar como o design de diferentes modelos de cadeiras de rodas influenciam nos ângulos articulares dos membros superiores durante a propulsão manual em diferentes trajetórias, Bertolaccini et al., 2017 utilizou duas cadeiras de rodas: uma com quadro rígido ou monobloco, e outra com quadro dobrável em “x” (*cross-brace*), as quais foram avaliadas durante duas diferentes tarefas de mobilidade. Sendo avaliados os ângulos de ombro e cotovelo dos sujeitos participantes da pesquisa. Os resultados mostraram que tanto o design da cadeira de rodas quanto a trajetória de movimento são fatores que influenciam os ângulos de ombro e cotovelo durante a propulsão manual. Para todas as trajetórias, a propulsão manual com a cadeira com quadro dobrável resultou em maiores ângulos máximos de extensão e abdução de ombro, e menor amplitude de flexão-extensão de cotovelo. Os ângulos máximos de abdução e extensão de ombro são de especial interesse uma vez que estão relacionados ao fator de risco para desenvolvimento de lesão inflamatória nos ombros.

Além disso, os resultados, deste estudo (BERTOLACCINI et al., 2017), permitem afirmar que tanto o design da cadeira de rodas quanto a trajetória de movimento executada são fatores que influenciam a cinemática dos membros superiores durante a propulsão manual de cadeira de rodas. Especificamente, os resultados sugerem que uma cadeira de rodas com quadro rígido permite que o usuário realize uma técnica de propulsão manual que minimiza os ângulos de ombro e cotovelo que são relevantes na prevenção de lesões por sobrecarga. Isto se deve

principalmente à posição mais anterior das rodas traseiras na cadeira com quadro rígido, uma vez que isso determina o alcance do usuário às rodas, ainda que outros fatores como menor peso, distribuição de peso e geometria do equipamento também contribuam.

Mudanças na configuração da cadeira de rodas manual podem afetar as forças do sistema, como forças de propulsão, padrão de movimento dos membros superiores, resistência de rolamento e estabilidade do sistema, e por consequência as respostas fisiológicas do usuário. Esses aspectos determinam o quão fácil ou difícil pode ser impulsionar uma cadeira de rodas no dia-a-dia.

O movimento livre da cadeira de rodas em condições de uso diário se caracteriza por mudanças constantes de trajetória e aceleração, sendo assim influenciadas pelas mudanças inerciais durante o início do movimento, frenagens e curvas (MEDOLA et al., 2014).

De um ponto de vista da física o movimento é definido como quando um corpo muda sua posição em relação a algum referencial no espaço, durante um determinado intervalo de tempo, assim a mecânica estuda a causa do movimento, conhecida como dinâmica, e, também, estuda a descrição do movimento, cinemática, mas sem se preocupar com o que o causa.

Dois fatores influenciam o movimento da cadeira de rodas, levando a uma resistência no rolamento das rodas sobre o chão, são elas: atrito e inércia (SPRIGLE, 2009). Portanto, e em última análise, a propulsão manual visa colocar energia cinética sob a cadeira de rodas. Considerando as características de movimento da cadeira de rodas, predominantemente, trajetórias não lineares compostas de movimentos curtos, compreendendo constantemente manobras de aceleração e frenagem (SONEMBLUM et al., 2012).

Em se tratando da massa como variável a ser isolada para o entendimento de aspectos mecânicos e fisiológicos durante o uso da cadeira de rodas, diversos estudos têm colocado a como fator de interferência na performance da cadeira de rodas e fisiologia durante o movimento, apresentando diversas avaliações sob a hipótese de que a adição de massa ao sistema influencia o desempenho geral do mesmo em tarefas de deslocamento. Medola e Sprigle (2014) estudaram a influência da adição de massa em diferentes locais da cadeira de rodas, como resultado encontraram que há influência da distribuição de massa na inercia rotacional da cadeira de rodas, o que pode trazer implicações para a dirigibilidade do dispositivo e

as cargas de trabalho que o usuário é submetido. Nesse sentido Lin e Sprigle, (2020) encontraram também que a distribuição da massa e a posição relativa dos ombros com os demais componentes da cadeira de rodas exercem uma influência significativa nas forças de propulsão, porém a massa total do sistema e a ativação muscular tiveram menor influência nas manobras em cadeira de rodas. Também foi encontrado por Yoshimasa et al., (2010) que a adição de massa de “0”, 1, 2, 5kg não teve um efeito significativo no consumo de  $O_2$ , frequência cardíaca ou performance geral com a cadeira de rodas.

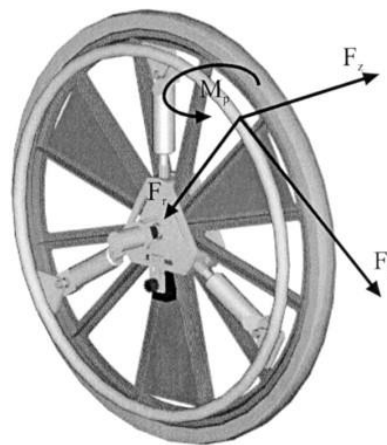
Diversos aspectos influenciam no movimento da cadeira, desde os componentes internos que podem ser otimizados para gerar menos atrito facilitando o movimento, tipos de pneus das rodas propulsoras (sólidos ou pneumáticos), bem como pressão desses pneus e também o desenho da banda de rodagem, tamanho dos *casters* e se são sólidos ou pneumáticos. Até pontos como o centro de massa e distribuição da massa que se relacionam também com a postura do usuário em interação com a cadeira de rodas, pois seu posicionamento no dispositivo influencia diretamente nessas variáveis. De acordo com Medola et al., (2014) a energia cinética de uma cadeira de rodas em movimento é composta por três componentes principais: Translacional, o qual refere-se a energia envolvida no deslocamento anterior da cadeira, sendo dependente diretamente da massa e velocidade do centro de massa do sistema; Rotacional, componente referente a energia das rodas em rotação sobre o próprio eixo assim sendo dependente da inércia rotacional e velocidade angular das rodas traseiras e dos *casters*; e de Giro, que está presente quando a trajetória da cadeira é curva (em relação a um dado raio de curvatura) ou durante as manobras de giro sobre o próprio eixo, sendo dependente da inércia rotacional de todo o sistema, da inércia rotacional dos garfos e *casters*, girando sobre o quadro da cadeira, e a velocidade angular do sistema.

Os três componentes da energia cinética (Translacional, Rotacional e de Giro) exercem influência na mobilidade da cadeira de rodas de maneira dependente das características do movimento (MEDOLA et al., 2014). Movimentos retilíneos, a Energia Translacional é a predominante e, portanto, a massa total do sistema é o principal parâmetro inercial da cadeira de rodas que influencia seu movimento. Porém, para manobras de giro sobre o próprio eixo, a energia de giro é a predominante, portanto a inércia rotacional de toda a cadeira e dos garfos dos *casters* são os principais aspectos que influenciam o movimento. Trajetórias mistas, ou seja, o

movimento mais comumente realizado na rotina dos usuários de cadeira de rodas, há uma constante troca entre a energia translacional e a de giro (MEDOLA et al., 2014).

Outro importante aspecto a ser estudado sobre a propulsão manual em cadeiras de rodas são as forças aplicadas ao aro de propulsão. A necessidade de se compreender a dinâmica do desempenho em cadeira de rodas surgiu no sentido de aperfeiçoar e melhor entender os parâmetros de cadeiras de rodas esportivas. Entretanto, os altos índices de lesões e dores nos membros superiores relacionados a locomoção moveu o interesse do entendimento desse segmento também para estudos da propulsão manual em atividades fora do campo da ciência do esporte (COOPER, 2009). Para melhor entender como se dá a dinâmica das forças aplicadas ao aro propulsor durante a mobilidade Boninger et al., (1999) em seu estudo apresentaram um modelo de decomposição das forças empregadas no aro propulsor da seguinte maneira: radial, axial e tangencial (FIGURA 1.5).

Figura 1.7.5 - Decomposição das forças aplicadas ao aro propulsor



Fonte: (BONNINGER et al., 1999).

Menores demandas de força durante a propulsão manual apresentam ser mais adequado do ponto de vista biomecânico (ROZENDAAL et al., 2003). Neste sentido, Benjamin et al., (2020) recentemente encontraram que indivíduos que relatam dor severa ao propulsionar uma cadeira de rodas manual impulsionam o aro propulsor com movimentos menos suaves em comparação com indivíduos com menos ou nenhuma dor. Isso corrobora com a possível associação entre dor no ombro e a taxa das forças aplicadas ao aro durante a propulsão. Do ponto de vista fisiológico, a maior força aplicada durante a propulsão, o que conseqüentemente gera maior demanda



energética, também tem sido associada a maiores cargas aos ombros (GROOT *et al.*, 2002).

O estudo de Rice *et al.* (2014) investigou a influência da dor nos ombros sobre técnica de propulsão manual e encontrou que a presença de dor está relacionada a uma menor variabilidade dos aspectos cinéticos. Segundo os autores a menor variabilidade na propulsão pode representar a identificação precoce de usuários com risco de desenvolvimento de lesão nos ombros. Sendo assim, estudar a influência do treinamento da técnica de propulsão manual para os mais diversos tipos de usuários utilizando a quantificação das forças como desfecho de uso da cadeira de rodas, seja para mensurar efeitos nos membros superiores e na descrição de estratégias de movimento e cargas biomecânicas durante manobras funcionais em cadeiras de rodas tem se tornado um ponto de importância e interesse recente (LALUMIERE *et al.*, 2014; DYSTE-RHEFT *et al.*, 2015; SLAVENS *et al.*, 2015 Schottler *et al.*, 2019; MacGillivray *et al.*, 2020).

Diferentes técnicas de propulsão dão indícios de afetarem as forças aplicadas ao aro quando o movimento retilíneo e estacionário é estudado (LENTON *et al.*, 2014), porém é importante ressaltar que a propulsão da cadeira de rodas em condição estacionária é pouco representativa da situação real de uso do dispositivo por seus usuários em suas rotinas diárias. Neste sentido, é importante que o estudo dos aspectos de cinemáticos, dinâmicos e biomecânicos da locomoção em cadeira de rodas, seja feita em condições de movimento livre e similar à mobilidade diária, ou seja, numerosos deslocamentos de curta duração e pequena distância, associados a giros, manobras e mudanças de direção, conforme demonstrado pelo estudo de Sonenblum *et al.* (2012).

### 1.7.2 Habilidades com a Cadeira de Rodas

A habilidade de uso com qualquer produto requer alguma prática, vivência ou treinamento e com a cadeira de rodas isso não é diferente. O equipamento é colocado em movimento quando o usuário impulsiona o aro propulsor das rodas traseiras simultaneamente produzindo assim movimento retilíneo e quando toca cada um dos aros separadamente acaba por produzir movimentos curvilíneos.

O usuário que é independente, em termos de mobilidade, acaba tendo melhores resultados em longo prazo, em questões como bem-estar e participação

social, sendo que o indivíduo independente naturalmente apresenta maiores habilidades com a cadeira de rodas. Um grande número de estudos tem documentado sobre a habilidade motora dos usuários de cadeira de rodas com o dispositivo (BLOEMEN et al., 2017; SMITH et al., 2019; MORTENSON et al., 2012; SAKAKIBARA et al., 2013; HOSSEINI et al., 2012; BEST et al., 2014). Um desses artigos (HOSSEINI et al., 2012) encontrou que existe uma diferença significativa em parâmetros estatísticos entre usuários de cadeira de rodas tetraplégicos e paraplégicos quando estes foram submetidos a avaliação de suas habilidades. Resultados como este demonstram que o nível da lesão medular pode afetar as habilidades dos usuários com a cadeira de rodas.

A habilidade motora é definida como qualquer tarefa, simples ou complexa que, por meio de repetição, pode ser desempenhada com grau de qualidade elevado, podendo chegar a níveis ótimos de automatização. Tendo como características principais: ter um objetivo definido; ser efetuada voluntariamente; desempenhada por movimentos corporais e/ou dos segmentos e precisam de processo de aprendizagem. Especificamente, habilidades motoras necessárias para o uso de cadeiras de rodas incluem ações como usar os freios, manobrar a cadeira, transferir-se e alcançar objetos, entre outras, portanto a proficiência em diversas habilidades com a cadeira de rodas são funções fundamentais que os usuários devem desempenhar para sua própria segurança, independência e participação social (MAGILL, 2000; SAKABIRA et al., 2014). Por exemplo, o ambiente muitas vezes requer do usuário a habilidade de empinar a cadeira de rodas em várias situações, como inclinações íngremes, buracos, cascalho, meio-fio e outros obstáculos, sendo que essas situações, muitas vezes, levam a tombos causando lesões e ferimentos (KIRBY et al., 2006; MEYERS et al., 2002). O empinar da cadeira de rodas (*wheelie*) ocorre quando, intencionalmente, as rodas frontais (*casters*) que estão em contato com a superfície na qual a cadeira se encontra, se levantam da superfície enquanto as rodas traseiras permanecem na superfície (Figura 1.6).

Contudo, muitos dos usuários acabam por nunca aprender como realizar essa manobra mesmo sendo muito importante para a independência e liberdade em ambientes externos, mostrando que há espaço para inovações no design de cadeiras de rodas para melhorar as atividades e a participação dos usuários, de maneira a facilitar a execução desta manobra (KIRBY et al., 2006).

Figura 1.7.6 - Exemplo de usuário empinando a cadeira de rodas durante manobra de descida de rampa



Fonte: Elaborada pelo autor.

Avaliar as habilidades de uso da cadeira de rodas é um ponto importante para entender o processo de adaptação do usuário ao produto e ao processo reabilitativo. O benefício de se classificar as habilidades é de instituir diretrizes sobre como realizar e aprender determinada tarefa, ajudando também terapeutas e outros profissionais da saúde a criarem protocolos e métodos que aumentem a eficácia da aprendizagem bem como a reabilitação (MAGILL, 2000).

Avaliar de modo preciso as habilidades com a cadeira de rodas é algo necessário para a melhora da qualidade de vida dos usuários de uma maneira geral, tanto quanto pode ser utilizado para entender mais sobre o design da cadeira de rodas. Uma vez que um determinado modelo de cadeira pode facilitar ou dificultar alguma atividade em específico a ser realizada pelo usuário. Do ponto de vista do Design, avaliar o uso do produto em suas funções práticas é essencial para o aperfeiçoamento do projeto do produto, e investigar de que forma o design do dispositivo influencia a mobilidade pode fundamentar inovações que reduzam a demanda biomecânica e aumentem a eficiência na mobilidade. Em última análise, esta tese teve como objetivo investigar as implicações do design de cadeiras de rodas manuais nos aspectos cinéticos, biomecânicos, fisiológicos e perceptivos da mobilidade em diferentes situações de trajetória.

## 2 ESTUDOS DE CASO

Para contemplar o objetivo principal dessa tese foram realizados três estudos, cada um com seu objetivo específico:

- (I) Investigar a influência da posição do eixo das rodas traseiras e o uso de acessórios na atividade dos músculos dos membros superiores durante a propulsão manual em cadeira de rodas.
- (II) Comparar as respostas cardiorrespiratórias, esforço percebido e performance da mobilidade dentre duas diferentes propostas de design de cadeira de rodas.
- (III) Descrever qual o comportamento das variáveis do SMARTWheel, durante a execução do WST versão 4.2.

Para mais detalhes dos estudos vide a Tabela 1.

### 2.1 ESTUDO I – A INFLUÊNCIA DA POSIÇÃO DO EIXO E O USO DE ACESSÓRIOS NA ATIVIDADE DOS MÚSCULOS DOS MEMBROS SUPERIORES DURANTE A PROPULSÃO MANUAL EM CADEIRA DE RODAS.<sup>1</sup>

#### RESUMO

O design da cadeira de rodas é um fator importante que influencia a ergonomia da interface do usuário/dispositivo e, do ponto de vista biomecânico, pequenas mudanças no design da cadeira podem ter uma influência positiva na demanda dos membros superiores durante a propulsão manual. Este estudo teve como objetivo investigar a influência da posição do eixo das rodas traseiras e o uso de acessórios na atividade dos músculos dos membros superiores durante a propulsão manual da cadeira de rodas. Sinais eletromiográficos do bíceps, tríceps, deltóide anterior e peitoral maior foram coletados de 11 sujeitos durante tarefas de propulsão com uma cadeira de rodas com quatro configurações diferentes (diferindo na posição do eixo e o uso de acessórios) em manobras de *sprint* e *slalom*. Os resultados demonstraram que com acessórios, mover o eixo para frente levou a uma diminuição na atividade de todos os

---

<sup>1</sup> Artigo originalmente publicado em: Bertolaccini GDS, Carvalho Filho IFP, Christofletti G, Paschoarelli LC, Medola FO. The influence of axle position and the use of accessories on the activity of upper limb muscles during manual wheelchair propulsion. Int J Occup Saf Ergon. 2018 Jun;24(2):311-315. doi: 10.1080/10803548.2017.1294369. Epub 2017 Mar 24. PMID: 28278008.

músculos na manobra *sprint* (diferenças significativas no tríceps, deltóide anterior e bíceps) e a manobra de *slalom* (diferença significativa nos deltóides anteriores e bíceps). No entanto, ao impulsionar a cadeira sem acessórios, nenhuma diferença foi encontrada em relação à posição do eixo. Mudanças na configuração da cadeira de rodas podem influenciar a ergonomia da propulsão. Reduzir as cargas biomecânicas pode beneficiar a mobilidade dos usuários, independência e participação social.

**Palavras-chave:** cadeiras de rodas; biomecânica; propulsão manual; ergonomia; tecnologias assistivas

### 2.1.1 Introdução

O uso de cadeiras de rodas tem sido abordado em uma variedade de tópicos cobrindo a biomecânica da propulsão manual (SLOWIK et al., 2016; MOON et al., 2013; DESROCHES et al., 2010), esportes (AYTAR et al., 2009; CAVEDON et al., 2014), problemas relacionados à mobilidade (TOMSONE et al., 2016; BRANDT et al., 2010) e local de trabalho (DAS et al., 2000a; Das et al., 2000b; TROY et al., 1997). Embora amplamente utilizada, a CADEIRA DE RODAS tem problemas que impedem o usuário de se mover com independência, segurança e satisfação. De um ponto de vista ergonômico, tais problemas podem ser divididos em dois principais itens : assento e mobilidade. Enquanto o primeiro se concentra na interação entre o corpo do usuário e a interface (assento, encosto, apoio de braço e apoio para os pés), a mobilidade aborda as ações do usuário e o movimento resultante da cadeira de rodas.

Os usuários de cadeiras de rodas manuais apresentam muitas dificuldades funcionais na vida diária, tarefas de mobilidade tão simples como subir uma calçada podem ser muito difíceis. Dessa forma, o movimento com a cadeira de rodas por longas distâncias é limitado e, como resultado, a distância diária percorrida e a velocidade média são significativamente menores na mobilidade da cadeira de rodas quando comparada com o a caminhada (BOHANNON et al., 2007; KARMARKAR et al., 2010; TOLERICO et al., 2007 ; SONENBLUM et al., 2012). A propulsão manual da cadeira de rodas expõe os membros superiores a uma combinação prejudicial de esforço e repetição que pode causar muitas lesões (ALM et al., 2008). Como os usuários ocupam a cadeira por cerca de 11 h / dia (SONENBLUM et al., 2012), a

cadeira de rodas se torna uma extensão do corpo do usuário e influencia sua participação social (CHAVES et al., 2004) e trabalho diário.

Para estudar a mobilidade da cadeira de rodas de forma mais próxima de como as pessoas se movem em sua rotina diária, é importante investigar a biomecânica da propulsão manual não apenas em movimentos retilíneos, mas também em trajetórias que compreendem mudanças na direção e aceleração do movimento. Um estudo demonstrou que a influência dos aspectos mecânicos no movimento da cadeira de rodas é dependente da trajetória e da aceleração (MEDOLA et al., 2014a).

O design da cadeira de rodas é muito importante para determinar as ações dos membros superiores durante a propulsão manual. A posição e curvatura das rodas traseiras, tipos de pneus e rodas, ângulos do assento e do encosto, design do quadro e o uso de acessórios (apoio de braço, proteções de roupas) são características do design do equipamento que podem afetar as forças de propulsão, amplitude de movimento dos membros superiores, resistência ao rolamento e estabilidade do sistema (MEDOLA et al., 2014b). Portanto, uma seleção adequada do design da cadeira de rodas pode melhorar o desempenho geral durante a mobilidade.

Muitas cadeiras de rodas têm configurações ajustáveis que permitem aos usuários ajustar a cadeira de rodas de acordo com suas necessidades e preferências. Mover as rodas traseiras para frente ou para trás e usar, ou não, acessórios como apoios de braço e paralamas são duas mudanças na configuração comumente feitas pelos usuários para tornar o equipamento mais adequado a eles. No entanto, a influência da combinação entre a posição do eixo e o uso de acessórios na biomecânica da propulsão manual ainda não é clara. Essas informações podem contribuir para melhorar a ergonomia das cadeiras de rodas manuais, fornecendo dados objetivos sobre como as mudanças na configuração do equipamento influenciam as ações dos usuários durante a propulsão manual da cadeira de rodas. Dado o exposto, este estudo teve como objetivo investigar a influência da posição do eixo das rodas traseiras e do uso de acessórios na atividade dos músculos dos membros superiores durante a propulsão manual da cadeira de rodas.

## 2.1.2 Materiais e Métodos

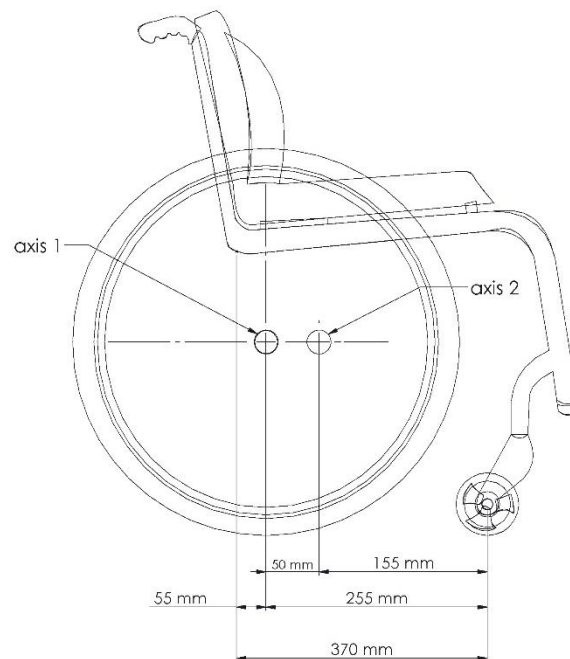
### 2.1.2.1 Participantes

Uma amostra composta por onze sujeitos sem deficiência (idade média de  $23,82 \pm 3,46$  anos, altura média de  $1,77 \pm 0,06$  m, peso médio de  $76,09 \pm 11,43$  kg), todos do sexo masculino, foram recrutados na Universidade Estadual Paulista (UNESP, Bauru, Brasil) e participaram voluntariamente deste estudo. Os participantes atenderam aos seguintes critérios de inclusão: (1) idade mínima de 18 anos; (2) não apresentar dores nos membros superiores, lesões ou distúrbios que pudessem influenciar a propulsão manual da cadeira de rodas. Previamente à coleta de dados, os participantes leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido que foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação - UNESP (Processo. Nº 800.500).

### 2.1.2.2 Equipamentos e procedimentos

para a realização dos testes foi utilizada uma cadeira de rodas manual de quadro rígido com quatro configurações diferentes, variando de acordo com a posição do eixo dianteiro-traseiro relativo ao quadro em 50 mm (Figura 2.1: 1) e o uso ou não de acessórios (paralamas e apoios de braço), conforme mostrado na Figura 2.1: 2. O peso total dos acessórios somados era de 1,95 kg.

Figura 2.1.7 - Cadeira de rodas manual de quadro rígido



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 2.1.8 - Cadeira de rodas manual com e sem acessórios



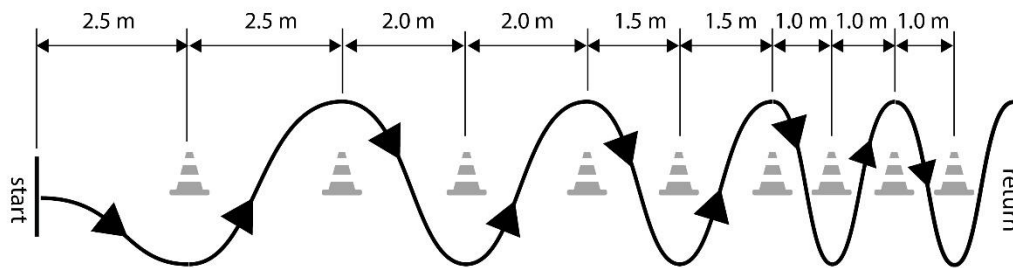
Fonte: Elaborado pelo autor

Essas configurações foram testadas em duas trajetórias distintas: *sprint* (aceleração em uma reta de 15 m) e *slalom* (nove cones alinhados e separados por distâncias decrescentes) (Figura 2.1: 3), conforme proposto em estudo anterior (MEDOLA et al., 2014a). Em ambas as trajetórias, os sujeitos foram instruídos a impulsionar a cadeira



o mais rápido possível. A sequência de trajetórias e configurações da cadeira de rodas foram randomizadas para cada sujeito.

Figura 2.1.9 - Trajetória slalom



Fonte: Elaborado pelo autor.

Durante os testes, dados de eletromiografia de superfície (sEMG) do bíceps braquial, tríceps braquial, deltóide anterior e peitoral maior foram coletados usando sensores sem fio de quatro canais (T-sens sEMG) e um módulo Datalogger (CAPTIV, TEA Ergo, Nance, França) , para registrar os sinais EMG. Eletrodos autoadesivos de superfície triodo T3402M (Thought Technology, Montreal, Canadá) foram colocados nas respectivas posições para cada músculo de acordo com o protocolo SENIAM ([www.seniam.org](http://www.seniam.org)) no lado dominante do corpo do sujeito com a finalidade de registrar a atividade elétrica dos músculos. Os dados de EMG de superfície foram coletados em 2048 Hz (que é mais do que o dobro da frequência nos músculos humanos) (WINTER et al., 1991), para satisfazer o Teorema de Nyquist, e o valor da raiz quadrada média (RMS) os valores foram transmitidos e calculados pelo módulo T-Sens . A frequência do cálculo RMS foi de 128 Hz, e a análise dos dados foi realizada com o software CAPTIV L – 7000 (TEA Ergo, Nance, França). Todo o cálculo EMG foi em mV e analisado durante toda a trajetória, sendo descartados o primeiro e o último toques ao aro propulsor da cadeira, para analisar a atividade muscular em movimento.. A janela de tempo média da análise foi de 6,52 s para a trajetória *sprinte* 31,23 s para a *slalom*.

### 2.1.3 Análise dos dados

Foram obtidos os valores médios de todos os sujeitos para as medidas de EMG dos quatro músculos. Para verificar diferenças estatísticas na média de EMG dos quatro músculos entre todas as configurações da cadeira de rodas para ambas as trajetórias, foi aplicado o teste de Friedman. Para verificar diferença estatística nos dados pareados, foi aplicado o teste de Wilcoxon, uma vez que os dados não apresentaram distribuição normal conforme revelado pelo Teste de Shapiro –Wilk. A significância foi determinada por  $p \leq 0,05$ . Todas as análises estatísticas foram realizadas no SPSS versão 22.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

### 2.1.4 Resultados

Os resultados demonstram que o design da cadeira de rodas podem influenciar no esforço dos membros superiores. A cadeira de rodas com acessórios, a posição do eixo mostrou-se um fator que influencia a o esforço biomecânico nos membros superiores. Na trajetória *sprint*, o eixo na posição para frente apresentou menor atividade do que na posição para trás em todos os músculos, com diferença significativa encontrada no tríceps ( $p = 0,02$ ), deltóide anterior ( $p = 0,04$ ) e bíceps ( $p = 0,02$ ). Isso também foi verificado na trajetória *slalom*, embora diferença significativa tenha sido encontrada apenas com os músculos, deltóide anterior ( $p = 0,009$ ) e bíceps ( $p = 0,006$ ), Tabela 2.1: 1.

Tabela 2.1-1 - Média da EMG (mV) com a cadeira de rodas utilizando acessórios

Músculos	Trajetoórias	Eixo para trás	Eixo para frente	$p$
Peitoral maior	<i>Sprint</i>	101.64(84.55)	89.36(63.82)	0.24
	<i>Slalom</i>	35.71(24.10)	34.19(28.09)	0.68
Tríceps braquial	<i>Sprint</i>	190.46(161.61)	145.79(99.81)	0.21*
	<i>Slalom</i>	91.44(58.42)	87.45(45.18)	0.57
Deltóide anterior	<i>Sprint</i>	281.16(159.22)	224.37(110.98)	0.04*
	<i>Slalom</i>	124.23(56.12)	98.29(52.11)	0.01*
	<i>Sprint</i>	152.84(56.42)	96.57(48.31)	0.21*

Bíceps braquial	Slalom	53.13(37.88)	36.32(18.59)	0.01*
-----------------	--------	--------------	--------------	-------

Nota: \* $p < 0.05$ .

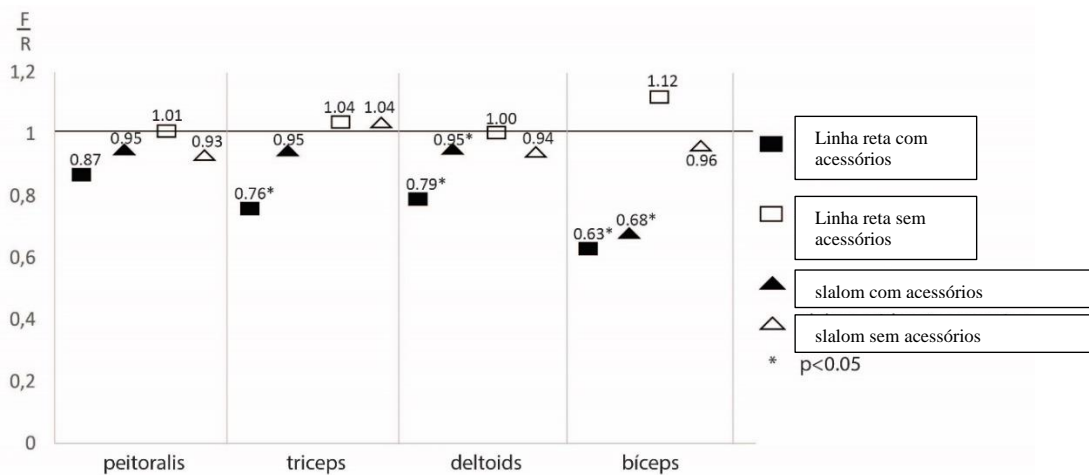
Por outro lado, a influência da posição do eixo pareceu ser minimizada ao impulsionar a cadeira com os acessórios removidos, pois não houve diferença significativa em relação à posição do eixo tanto para a trajetória *sprint* quanto para a *slalom* (Tabela 2.1: 2).

Tabela 2.1-2 - Média da EMG (mV) com a cadeira de rodas sem acessórios

Músculos	Trajatórias	Eixo para trás	Eixo para frente	<i>p</i>
Peitoral maior	<i>Sprint</i>	88.66(71.58)	90.14(82.33)	0.99
	<i>Slalom</i>	31.56(24.85)	29.39(19.63)	0.49
Tríceps braquial	<i>Sprint</i>	183.35(150.79)	192.24(1342.43)	0.37
	<i>Slalom</i>	91.12(56.36)	95.07(54.59)	0.33
Deltoide anterior	<i>Sprint</i>	253.41(131.53)	255.01(150.73)	0.92
	<i>Slalom</i>	105.45(54.30)	99.93(49.05)	0.43
Bíceps braquial	<i>Sprint</i>	109.78(70.51)	123.74(95.91)	0.30
	<i>Slalom</i>	40.93(25.82)	39.64(19.73)	0.99

As diferenças na atividade muscular relacionadas às configurações da cadeira de rodas (posição do eixo e acessórios) e trajetórias podem ser interpretadas pela razão da EMG média para as posições do eixo dianteiro e traseiro, conforme apresentado na Figura 2.1: 4. Valores menores que um indicam menor demanda nos membros superiores durante a propulsão manual com o eixo na posição para frente, enquanto valores maiores que um indicam o contrário, ou seja, menor demanda com o eixo na posição para trás.

Tabela 2.1-3 - Atividade elétrica muscular relacionada a configuração da cadeira de rodas (posição do eixo e uso de acessórios) e trajetórias



### 2.1.5 Discussão

O design e a configuração da cadeira de rodas são fatores importantes que podem influenciar no esforço dos membros superiores durante a propulsão manual de cadeira de rodas. Este estudo abordou a influência de um aspecto pequeno, mas relevante (a posição do eixo) na atividade dos músculos dos membros superiores, que muitas vezes é negligenciado durante o projeto de design e concepção do equipamento. Como alguns usuários removem os acessórios (apoio de braço e paralamas) para deixar a cadeira mais leve, investigamos a influência da posição do eixo nas duas situações: com e sem acessórios esses acessórios.

Os resultados demonstraram que mover a posição do eixo para frente leva a uma diminuição na atividade elétrica dos membros superiores durante a propulsão manual da cadeira de rodas, tanto na trajetória *sprint* quanto na *slalom*. No entanto, essa diferença foi significativa apenas na configuração padrão de fábrica da cadeira de rodas (com acessórios). Estudos anteriores destacaram os benefícios de posicionar o eixo para frente, referente as demandas biomecânicas, nos membros superiores (PARALYZED VETERANS OF AMERICA CONSORTIUM FOR SPINAL CORD MEDICINE, 2005; GORCE; LOUIS, 2012). Do ponto de vista mecânico, mover o eixo para frente reduz o comprimento do equipamento, o que afeta a inércia rotacional do sistema. Além disso, mover as rodas traseiras para frente pode contribuir para a mobilidade da cadeira de rodas, reduzindo a resistência ao rolamento, conforme o corpo do usuário se aproxima das rodas traseiras (MACPEE *et al.*, 2001).

Embora mover o eixo das rodas traseiras para frente pareça proporcionar um benefício ergonômico para o usuário em termos de facilitar a propulsão manual, deve-se levar em consideração que isso tem consequências na estabilidade do equipamento. Na prática, quanto mais para a frente o eixo, mais fácil tombar. As orientações para preservação da função dos membros superiores após lesão medular preconizam que o eixo das rodas traseiras seja posicionado o mais à frente possível, sem comprometer a estabilidade do equipamento (PARALYZED VETERANS OF AMERICA CONSORTIUM FOR SPINAL CORD MEDICINE, 2005),isso só pode ser configurado com a participação do usuário.

Embora este estudo tenha produzido achados importantes, ele tem limitações que podem ser observadas. Em primeiro lugar, os procedimentos não foram realizados com usuários reais (usuários de cadeiras de rodas), e apenas pessoas do gênero masculino participaram do estudo. Além disso, as tarefas foram realizadas na velocidade mais alta que os sujeitos pudessem impulsionar. Outra limitação é que não avaliamos as percepções dos sujeitos sobre os esforços durante a propulsão manual da cadeira de rodas, o que poderia demonstrar se essas mudanças no design e na configuração da cadeira de rodas são percebidas ou não pelos sujeitos.

### **2.1.6 Conclusão**

A cadeira de rodas pode melhorar a mobilidade, independência e participação social dos usuários, e pequenas mudanças em seu design podem levar a contribuições importantes na mobilidade diária. Os resultados atuais sugerem que mover o eixo das rodas traseiras para frente pode ter um efeito positivo na propulsão manual, diminuindo a atividade dos músculos dos membros superiores, embora isso só tenha sido encontrado com a cadeira em sua configuração padrão (com acessórios). Isso mostra uma correlação existente entre a mecânica da cadeira de rodas e a biomecânica da propulsão. Do ponto de vista ergonômico, o ajuste da mecânica do equipamento (resultante de diferentes configurações) deve ser visto como uma estratégia para reduzir as cargas nos membros superiores, beneficiando assim a mobilidade dos usuários. Essas informações podem beneficiar projetistas, fabricantes e profissionais de saúde no projeto, prescrição e fornecimento de cadeiras de rodas manuais. O provimento de uma cadeira de rodas com configurações ajustáveis - o

estudo atual focou na posição do eixo - pode auxiliar o usuário na montagem da cadeira de acordo com suas características, necessidades e expectativas.

## 2.2 ESTUDO II – EFEITO DO DESIGN DA CADEIRA DE RODAS NO DESEMPENHO DA MOBILIDADE, RESPOSTAS CARDIORESTIRATÓRIAS E ESFORÇO PERCEBIDO

### RESUMO

Este estudo comparou as respostas cardiorrespiratórias, percepção de esforço e desempenho de mobilidade em diferentes cadeiras de rodas manuais, durante tarefas de mobilidade. Um experimento controlado dentro do grupo  $2 \times 3 \times 2$  foi desenhado com três variáveis independentes e quatro dependentes. As variáveis independentes incluíram cadeiras de rodas, com os níveis de design do quadro rígido e dobrável, trajetórias com os níveis de reta, slalom e agilidade, e velocidade com níveis confortáveis e rápidos. As variáveis dependentes incluíram consumo de oxigênio, distância percorrida, velocidade e percepção de esforço. Os resultados mostram que a cadeira de rodas com quadro rígido produziu características mais benéficas, embora apenas o efeito do tipo de cadeira de rodas na eficiência (consumo de oxigênio por metro percorrido) tenha sido estatisticamente significativo com um grande tamanho de efeito ( $F(1, 14) = 118,298, p < 0,001, \eta^2 = 0,541$ ). A melhor eficiência foi alcançada com a cadeira de rodas rígida em todas as condições testadas. Assim, a otimização do design da cadeira de rodas, a fim de melhorar a eficiência da propulsão, deve ser direcionada para beneficiar a eficiência da mobilidade e minimizar complicações de saúde.

### 2.2.1 Introdução

As cadeiras de rodas manuais são utilizadas para promover e melhorar a eficiência, segurança e independência da mobilidade. No entanto, Percorrer longas distâncias em velocidades rápidas, em aclives e atravessando terrenos e escadas irregulares são altamente exigentes fisicamente para o usuário e podem o expor ao risco de lesões e limitar a mobilidade. Estudos revelaram que as distâncias diárias percorridas por cadeirantes foram consideravelmente menores em comparação com indivíduos que podem recorrer à caminhada regular (SONENBLUM *et al.*, 2012;

SONENBLUM; SPRIGLE, 2017). Em última análise, as limitações de mobilidade dos usuários de cadeiras de rodas manuais podem afetar negativamente a participação social, a saúde e a qualidade de vida.

Para o uso bem sucedido da cadeira de rodas o design do equipamento deve corresponder às características do usuário, capacidade física e contexto de uso. Lin e Sprigle (2020) encontraram que a distribuição da massa teve uma influência mais significativa na manobrabilidade do que a própria massa total da cadeira de rodas. Vários aspectos da configuração da cadeira de rodas, como a posição do eixo traseiro, afetam a propulsão manual e a mobilidade geral (MEDOLA *et al.*, 2014), sendo que a posição do eixo das rodas traseiras foi apontada como um fator chave a ser considerado ao otimizar o desempenho da propulsão manual da cadeira de rodas (CASPALL *et al.*, 2013; BERTOLACCINI *et al.*, 2018; LIN; Sprigle 2020). Além disso, Van Velzen *et al.* (2009) mostraram que a altura do assento é um fator que influencia os parâmetros cardiorrespiratórios e a eficiência mecânica durante a propulsão manual submáxima em cadeira de rodas, com uma altura ideal do assento encontrada com um ângulo de cotovelo variando de 100° a 130° (medido em uma postura sentada padronizada).

Evidências demonstram o efeito do tipo de pneu e da pressão na mobilidade da cadeira de rodas, o estudo de Sawatzky *et al.* (2004) constatou que pneus pneumáticos têm menor resistência ao rolamento quando inflados em pelo menos 50% quando comparados aos pneus sólidos, e destacaram as possíveis consequências negativas do uso de pneus sólidos para a mobilidade e saúde dos usuários. Isso é consistente com o estudo de de Groot *et al.* (2013), que constatou que o uso de pneus sólidos e pressão dos pneus pneumáticos inflados a 25% da capacidade estava associado a maior consumo de oxigênio quando comparado a 100%. Assim, Sawatzky *et al.* (2004) relataram aumento de 25% no gasto de energia associado ao uso de pneus com pressão inferior a 50%. Da mesma forma, um aumento no gasto de energia em mais de 15% com a diminuição da pressão dos pneus foi relatado em crianças que impulsionam cadeiras de rodas manuais em velocidade auto-selecionada (2006). Corroborando com esses achados, em estudo com cadeira de rodas esportiva Mason *et al.* (2015) encontraram redução da demanda fisiológica com o uso de pneus de alta pressão e concluíram que o tipo e a pressão do pneu são os aspectos mais relevantes a serem considerados quando se trata da

configuração das rodas de cadeiras de rodas esportivas. O estudo de Ott et al. (2020) também relataram menor resistência ao rolamento com o uso de pneus pneumáticos.

Além das evidências sobre o efeito da configuração roda traseira / pneu, o tipo de rodízio também mostrou influenciar a mobilidade da cadeira de rodas. O estudo de Chan et al. (2018) mostrou que o tamanho do rodízio é um fator importante, sendo que um rodízio pequeno (4 pol.) é associado a uma maior resistência ao rolamento global em comparação com os rodízios de 5 pol. e 6 pol. De fato, o estudo de Zepeda et al. (2016) apresentou uma relação entre os diâmetros das rodas de rodízio e as forças de arrasto em cadeiras de rodas manuais, e seus resultados indicaram que os diâmetros menores resultaram em aumento significativo nas forças de arrasto quando a distribuição de peso é de uma forma que o usuário tem pelo menos 30% de seu peso suportado pelos rodízios. Além disso, os autores descobriram que o peso suportado pelas rodas é um fator mais importante do que o diâmetro da roda quando se trata de reduzir a resistência ao rolamento, esse fato é consistente com os achados do estudo de Lin e Sprigle (2020) que encontraram uma diminuição nos esforços de propulsão com o aumento do percentual de peso nas rodas traseiras. Além disso, o efeito do design do rodízio na mobilidade da cadeira de rodas em condições de inverno foi relatado (2020). Com base nos achados dos estudos mencionados acima, parece haver uma correlação direta entre a configuração da roda / rodízio e a resistência ao rolamento que, em última análise, influencia a demanda fisiológica da propulsão manual da cadeira de rodas. Otimizar essas configurações pode ajudar a aumentar a eficiência da propulsão e, conseqüentemente, melhorar a mobilidade geral. Os cadeirantes, que utilizam exclusivamente a propulsão manual, devem utilizar os membros superiores para realizar a maior parte das atividades diárias. Com o tempo, isso pode levar a dores e lesões nos membros superiores, impossibilitando o indivíduo de realizar atividades físicas, podendo resultar em um estilo de vida mais sedentário (BHAMBHANI, 2002; RICE et al., 2014). Um estilo de vida sedentário pode levar a complicações de saúde cardiovascular e pulmonar, que é uma das principais causas de morte precoce neste grupo de pessoas (OSTERTHUN, 2014). Portanto, as mudanças no design e na configuração da cadeira de rodas podem permitir que usuários com diferentes capacidades e características físicas se movam com suas cadeiras de rodas de forma mais confortável e eficaz. Otimizar a eficiência da mobilidade manual da cadeira de rodas pode, portanto, beneficiar os usuários, reduzindo as demandas físicas necessárias, melhorando assim sua capacidade de se



mover de forma independente e satisfatória em seja em ambiente residencial ou comunitário.

Quando se trata da eficiência da propulsão manual, o custo metabólico é normalmente quantificado pelo consumo de oxigênio por unidade de tempo (consumo de  $VO_2$  mL  $\text{min}^{-1}$ ), frequência cardíaca e frequência de impulso, enquanto a eficiência é normalmente quantificada pelo consumo de oxigênio por distância percorrida ( $VO_2$  mL  $\text{m}^{-1}$  eficiência) (ZUKOWSKI et al., 2014). O custo metabólico e a eficiência na mobilidade da cadeira de rodas têm sido abordados em diferentes campos, como esportes (GOOSEY et al., 2000), comparando diferentes grupos de usuários (TOLFREY et al., 2001; GOOSEY-TOLFREY e TOLFREY, 2004) e diferentes mecanismos de propulsão (ZUKOWSKI et al., 2014). Além disso, o estudo de Pierret et al. (PIERRET et al., 2014) explorou as respostas cardiorrespiratórias e a percepção do esforço durante a propulsão manual da cadeira de rodas em declives transversais crescentes. Verificou-se que as respostas fisiológicas ( $VO_2$  ml  $\text{kg}^{-1}$   $\text{min}^{-1}$ ) para inclinações de 2% eram indistinguíveis de superfícies planas, enquanto inclinações de 8% impunham um limite crítico de esforço fisiológico. (PIERRET et al., 2014). Esta informação demonstra o quão desafiadores, ou mesmo excludentes, os ambientes externos podem ser, bem como destaca a necessidade de explorar os fatores da cadeira de rodas que estão associados à eficiência de mobilidade ideal e aos desafios da vida diária.

Apesar da contribuição relevante de estudos anteriores, há, até onde sabemos, poucas pesquisas multifatoriais sobre como o design da cadeira de rodas influencia as respostas cardiorrespiratórias, o esforço percebido e o desempenho da mobilidade.

Diante do exposto, e com base no fato de que o design de um produto pode influenciar as respostas fisiológicas dos usuários durante as interações, este estudo teve como objetivo comparar as respostas cardiorrespiratórias, percepção de esforço e desempenho de mobilidade com duas cadeiras de rodas manuais diferentes, em um conjunto de três tarefas de mobilidade diferentes. As cadeiras de rodas escolhidas tinham diferentes designs do quadro (dobrável e rígido), mas ambos são provavelmente os designs mais representativos disponíveis em uso. Nossa hipótese era que realizar tarefas de mobilidade com a cadeira de rodas com design de estrutura rígida é mais eficiente em termos de energia e menos extenuante em comparação

com a execução das mesmas tarefas com a cadeira de rodas com design de estrutura dobrável.

### **2.2.2 Desenho do experimento**

Um experimento controlado dentro dos grupos  $2 \times 3 \times 2$  foi escolhido com três variáveis independentes e quatro variáveis dependentes. As variáveis independentes incluíram dispositivos de mobilidade (cadeiras de rodas), com níveis rígidos e dobráveis, trajetórias com níveis em linha reta, movimento de slalom e agilidade, e velocidade com níveis confortáveis e rápidos. As variáveis dependentes incluíram consumo de oxigênio ( $VO_2 \text{ mL min}^{-1}$ ), distância percorrida (m), velocidade ( $\text{m min}^{-1}$ ) e percepção de esforço físico usando a escala de Borg (Wilson e Jones 1991).

### **2.2.3 Participantes**

Uma amostra de 15 pessoas, (9 homens e 6 mulheres), com média (DP) de idade, altura e peso de 31,8 (6,0) anos, 174,6 (7,7) cm e 70,3 (12,1) kg, participou voluntariamente deste estudo. Nenhum dos participantes tinha alguma deficiência ou experiência anterior com o uso de cadeira de rodas e atendeu aos seguintes critérios de inclusão: maior de 18 anos; sem histórico recente de lesões nos membros superiores ou qualquer outra queixa que pudesse afetar sua capacidade de impulsionar manualmente as cadeiras de rodas. O estudo foi aprovado pelo comitê de ética local da UNESP, Brasil, e uma análise de risco foi submetida a OsloMet, na Noruega, e o plano para tratamento de informações pessoais foi aprovado pelo *Norwegian Centre for Research Data*. O consentimento informado por escrito foi obtido antes da participação e os experimentos foram conduzidos de acordo com a declaração de Helsinque.

### **2.2.4 Procedimentos**

Os participantes foram instruídos a evitar exercícios físicos e álcool 24 horas antes do teste e a se abster de café, chá e tabaco no dia do teste. Um analisador metabólico portátil foi usado para coletar o ar expirado no modo respiração a respiração durante todas as tentativas de propulsão com as cadeira de rodas.

Os testes de propulsão consistiram em três trajetórias diferentes (Figura 2.2. 10) usando dois modelos de cadeiras de rodas diferentes e em duas velocidades

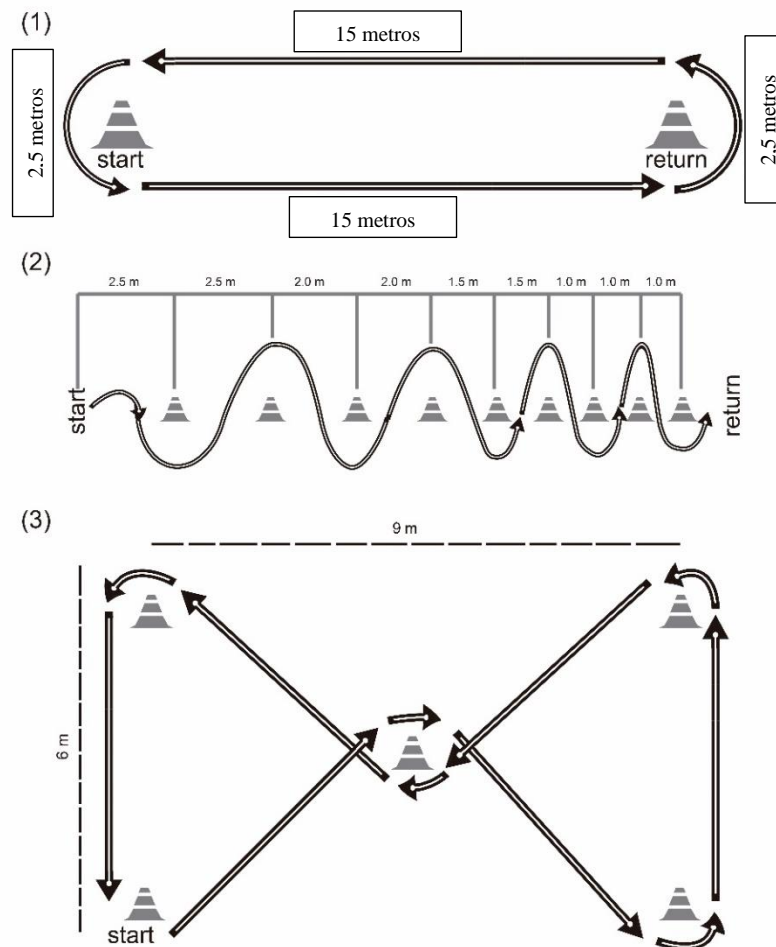
(condições) diferentes, ou seja, ritmo auto-selecionado (confortável para o usuário) e o mais rápido possível. No total, a configuração experimental completa consistiu em 12 tentativas. As trajetórias foram, para frente (movimento reto de 15 m com razão de giro de 2,5 m em cada extremidade), percurso de *slalom* (nove cones alinhados e separados por distâncias decrescentes, conforme proposto no estudo de Medola *et al.*, 2014) e teste de agilidade (Cinco cones distribuídos em forma retangular com 6 metros de largura por 9 metros de comprimento com um cone posicionado no centro do retângulo), (Figura 2.2:1). A sequência de trajetórias, velocidades e modelo da cadeira de rodas foi randomizada para minimizar erros sistemáticos e efeitos de aprendizagem. As trajetórias foram realizadas em ambientes internos em uma grande sala de cerca de 150 m<sup>2</sup> (Figura 2.2:2). Os participantes completaram todos os testes sem relatar fadiga severa, dor no ombro ou braço.

Figura 2.2.11- Sala para a realização dos experimentos



Fonte: elaborado pelo autor.

Figura 2.2.12- Trajectórias (1) para frente (2) slalom (3) agilidade



Fonte: Elaborado pelo autor

### 2.2.5 Equipamentos e coleta de dados

Um analisador portátil de oxigênio (Metamax 3B; Cortex Biophysik, Leipzig, Alemanha) foi calibrado para a pressão barométrica e com uma mistura de gás de referência de 16% O<sub>2</sub> e 4% CO<sub>2</sub>. A calibração foi então verificada com medições de ar ambiente, de acordo com as instruções do fabricante. A calibração da turbina fluxo-volume foi realizada com seringa 3L (Hans Rudolph, Kansas, EUA).

O consumo de oxigênio (VO<sub>2</sub>, mL min<sup>-1</sup>), ventilação pulmonar (VE, L min<sup>-1</sup>), frequência cardíaca (FC, batimentos min<sup>-1</sup>) e os valores da relação de troca respiratória (RER) foram monitorados continuamente pelo analisador de oxigênio durante o teste por telemetria em tempo real, a fim de verificar as condições de estado estacionário durante os ensaios. Imediatamente antes e após a conclusão de um teste

de propulsão, as respostas dos participantes a um Questionário de Esforço Percebido foram registradas (BORG, 1982). A distância percorrida foi coletada durante cada tentativa por um computador de ciclo Cateye (VELO 8) montado na roda traseira esquerda de ambas as cadeiras de rodas. A velocidade média, medida em metros por minuto, foi calculada dividindo a distância percorrida em cada situação de teste pela medida tempo total para cada situação de teste.

As cadeiras de rodas utilizadas foram um modelo “Ativa” (Kuschall, série K) e um modelo “Padrão” (Rea Spirea4 NG) e apresentadas na Figura 2.2:3, conforme descrito no Regulamento Técnico - TEK 10 (Kartlegging av rullestoler og rullatoreri forbindelse med revisjon) av Byggeteknisk forskrift – TEK10, 2014). No estudo atual, esses modelos “Ativa” e “Padrão” são descritos como modelos de de quadro rígido e modelo de quadro dobrável, respectivamente.

A cadeira de rodas de quadro rígido tinha posição de eixo ajustável, ângulo de inclinação e altura de apoio para os pés. A cadeira de rodas com quadro dobrável tinha apoio de braço, posição do eixo ajustável e ângulo do encosto. A descrição detalhada das medidas das duas cadeiras de rodas é apresentada na Tabela 2.2: 1.

Figura 2.2.13- Wheelchairs: (1) foldable frame model (2) rigid frame model



Fonte: elaborado pelo autor.

Tabela 2.2-4-Descrição das cadeiras de rodas

Fatores	Cadeira de rodas "Padrão"	Cadeira de rodas Ativa
Massa	16 kg	10.3 kg
Comprimento total	990 mm	790mm
Largura total	630 mm	590 mm
Profundidade de assento	450 mm	450 mm
Largura do assento	430 mm	420mm
Altura do assento	460 mm	Front: 450 rear: 420
Diâmetro das rodas traseiras	24"	24"
Massa das rodas traseiras		1.70 kg
Diâmetro dos rodízios	6.5"	4"
Tipos de pneu das rodas traseiras	Pneumático	Pneumático
Tipos de pneu dos rodízios	Sólido	Sólido

### 2.2.6 Testes de propulsão

Depois de se apresentarem ao laboratório, os participantes receberam o analisador portátil de oxigênio e, posteriormente, ficaram em repouso por cinco minutos sentados na cadeira de rodas designada. Após o descanso, os participantes começaram a realizar as diferentes tentativas em uma ordem aleatória. Cada teste durou um total de cinco minutos e após a conclusão de um teste, os participantes voltaram ao repouso na cadeira de rodas por cinco minutos para diminuir os efeitos da fadiga antes de iniciar o próximo teste. Este procedimento foi repetido até que todas as 12 tentativas fossem concluídas.

### 2.2.7 Análise de dados

Valores medianos com intervalos de confiança (IC) de 95% de  $VO_2$ ,  $\text{mL min}^{-1}$  foram analisados nos últimos dois minutos de cada tentativa de cinco minutos, pois estudos anteriores mostraram que um estado estacionário é alcançado após três minutos de esforço contínuo e medidas de custo metabólico e eficiência pode ser analisado de forma confiável após três minutos (BERNASCONI *et al.*, 2007). As medianas (IC) de distância, velocidade e percepção de esforço também foram calculadas para cada tentativa com a finalidade de verificar diferenças estatísticas entre as condições (velocidade de auto-selecionada e velocidade rápida); cadeiras de rodas (quadro dobrável e quadro rígido); e tentativas (para frente, slalom e agilidade).

Os dados foram verificados quanto à normalidade usando os testes de Shapiro-Wilk, os quais mostraram que nenhum dos conjuntos de dados foi completamente distribuído normalmente, portanto, os procedimentos de teste paramétrico não foram usados. O procedimento não paramétrico Aligned Rank Transform (ART) (WOBBROCK *et al.*, 2011) foi, portanto, usado para converter cada conjunto de dados em classificações alinhadas que foram então analisadas usando uma ANOVA tradicional de três fatores de medidas repetidas. Nos casos em que a suposição de esfericidade não foi satisfeita, uma correção de Greenhouse Geisser foi aplicada. Análises ANOVA foram realizadas usando JASP versão 0.11.0.0. As estimativas pontuais são, portanto, apresentadas usando medianas e usando intervalos de confiança de 95% dessas medianas.

### 2.2.8 Resultados

Os resultados de todas as variáveis estão resumidos na Tabela 2.2:2

Tabela 2.2-5 - Resumos de todas as variáveis analisadas

VO <sub>2</sub> , (ml min <sup>-1</sup> )						
	para frente		<i>Slalom</i>		Agilidade	
	V-A	V-R	V-A	V-R	V-A	V-R
Cadeira de rodas						
Quadro dobrável	0.671± 0.160	1.044± 0.290	0.731± 0.166	1.019± 0.291	0.722± 0.171	1.053± 0.280
Quadro rígido	0.573± 0.162	1.012± 0.296	0.640± 0.139	0.999± 0.263	0.612± 0.171	0.987± 0.269
Valor p	Sem significância observada (p>0.05)					
DISTÂNCIA (m)						
	para frente		<i>Slalom</i>		Agilidade	
	V-A	V-R	V-A	V-R	V-A	V-R
Quadro dobrável	229.333± 48.619	318.000± 61.318	166.000± 28.735	186.000± 33.123	201.000± 62.905	260.666± 46.208
Quadro rígido	330.000± 78.558	478.00± 124.79	224.666± 46.578	275.333± 53.300	286± 73.756	356.66± 74.033
Valor p	0.031	p>0.05	p>0.05	0.019	p>0.05	p>0.05
VELOCIDADE (m min <sup>-1</sup> )						
	para frente		<i>Slalom</i>		Agilidade	
	V-A	V-R	V-A	V-R	V-A	V-R
Quadro dobrável	59.001± 5.592	75.359± 11.251	56.668± 2.597	59.335± 7.684	56.446± 33.634	61.446± 5.113
Quadro rígido	72.779± 8.514	97.446± 14.224	62.446± 1.239	67.112± 4.563	64.668± 4.043	77.113± 10.578
Valor p	0.020	p>0.05	p>0.05	p>0.05	p>0.05	0.015
BORG						
	para frente		<i>Slalom</i>		Agilidade	
	V-A	V-R	V-A	V-R	V-A	V-R
Quadro dobrável	10.643± 1.823	13.533± 2.134	11.467± 2.356	13.800± 2.484	10.933± 2.492	13.400± 2.197



Quadro rígido	9.200± 1.656	11.400± 2.640	9.733± 1.870	12.600± 1.993	9.333± 2.127	11.600± 2.261
Valor p	Sem significância observada (p>0.05)					

## RER

	para frente		Slalom		Agilidade	
	V-A	V-R	V-A	V-R	V-A	V-R
Quadro dobrável	0.874± 0.049	0.918± 0.059	0.859± 0.059	0.875± 0.041	0.866± 0.046	0.904± 0.057
Quadro rígido	0.864± 0.028	0.916± 0.040	0.851± 0.037	0.881± 0.038	0.856± 0.040	0.903± 0.046

Obs: V-A: velocidade auto selecionada; V-R: velocidade rápida

## 2.2.9 Participantes

Uma amostra de 15 pessoas, (9 homens e 6 mulheres), com idade média, altura e peso (Desvio Padrão) de 31,8 (6,0) anos, 174,6 (7,7) cm e 70,3 (12,1) kg, participou voluntariamente deste estudo, Tabela 2.2:3 resume a demografia dos participantes.

Tabela 2.2-6- Demografia

Id	Idade média	Altura média	Peso médio	Gênero
1	26	174	53	F
2	31	177	71	M
3	29	160	51	F
4	31	186	80	M
5	29	174	74	M
6	42	163	70	M
7	42	167	60	F
8	42	187	81	M
9	25	186	78	F
10	27	176	69	F
11	29	170	98	F
12	28	174	58	M
13	37	175	74	M
14	25	170	59	M
15	34	180	78	M
Média (DP)	31.8(6.0)	174.6(7.7)	70.3(12.1)	

### 2.2.10 VO<sub>2</sub> consumido

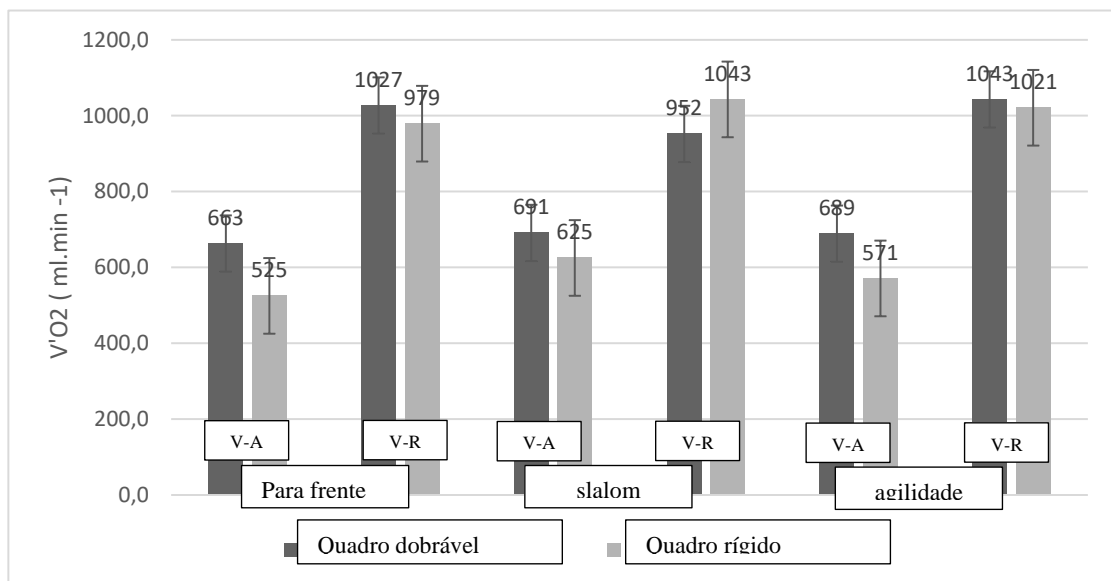
A Figura 2.2:4 mostra os resultados das medições de consumo de oxigênio nas doze condições. O consumo de oxigênio (medianas e IC 95%) foi menor com a cadeira de rodas rígida em movimento de velocidade auto-selecionada para frente (525 (499 - 809) mL min<sup>-1</sup>), e o maior com o mesmo tipo de cadeira de rodas na trajetória de slalom velocidade rápida (1043 ( 789-1221) mL min<sup>-1</sup>). Conforme mostrado na Fig. 3.2:4, o consumo mediano de oxigênio é maior em todas as condições com a cadeira de rodas dobrável, exceto para a trajetória de slalom na condição velocidade rápida, onde o consumo mediano de oxigênio da cadeira de quadro rígido é maior. No entanto, os intervalos de confiança de 95% se sobrepõem em grande medida e não houve um efeito significativo do tipo de cadeira de rodas no consumo de oxigênio ( $F(1, 14) = 3,703, p = 0,075$ ).

A Figura 3.2:4 mostra que os resultados para as três trajetórias são bastante semelhantes e nenhum efeito significativo da trajetória pode ser detectado ( $F(2, 28) = 305,867, p = 0,489$ ).

No entanto, o consumo de oxigênio nas condições rápidas é muito maior do que nas condições lentas, e essa diferença foi significativamente diferente ( $F(1, 14) = 74,822, p < 0,001, \eta^2 = 0,438$ ). O grande tamanho do efeito também confirma que essas são diferenças estatísticas. Nossa análise também revelou uma interação entre velocidade e trajetória ( $F(2, 28) = 9,665, p < 0,001, \eta^2 = 0,010$ ), mas o tamanho do efeito é desprezível.

Também observamos uma interação entre o tipo de cadeira de rodas e a velocidade  $F(1, 14) = 7,892, p = 0,014, \eta^2 = 0,008$ ), novamente com um tamanho de efeito desprezível. Nenhum efeito de interação foi encontrado entre a trajetória e a cadeira de rodas ( $F(2, 28) = 528,317, p = 0,058$ ), ou entre a trajetória, a velocidade e a cadeira de rodas ( $F(2, 28) = 0,468, p = 0,631$ ).

Figura 2.2.14- Mediana do oxigênio consumido ( $VO_2$  mL  $\text{min}^{-1}$ ). Barras de erros apresentam 95% de intervalo de confiança da mediana



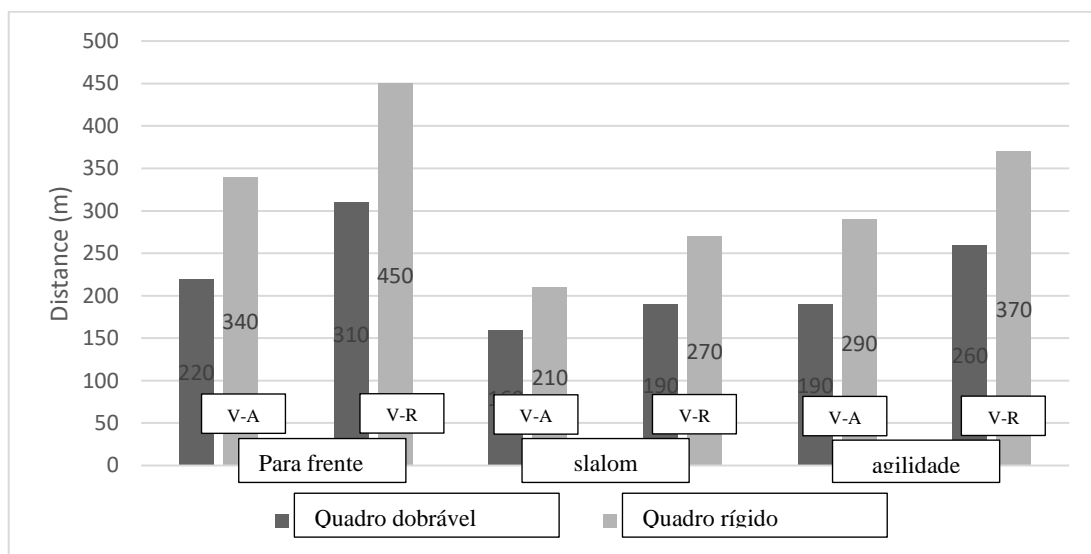
Fonte: elaborado pelo autor.

### 2.2.11 Distância

A Figura 2.2:5 mostra os resultados das medidas de distância. Os resultados mostram que as maiores distâncias foram alcançadas com a cadeira de rodas de quadro rígido em todas as condições, o qual foi, em média, 42% a mais da distância percorrida com a cadeira de rodas com estrutura rígida em todas as trajetórias e velocidades. O efeito do tipo de cadeira de rodas na distância também foi estatisticamente significativo com um grande tamanho de efeito ( $F(1, 14) = 111,5$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,414$ ). Além disso, a Figura 3.2:5 mostra que as distâncias mais longas foram alcançadas na trajetória de para frente e a menor distância na trajetória de *slalom*. A trajetória também teve um efeito estatisticamente significativo na distância percorrida com um grande tamanho de efeito ( $F(1,434, 20,08) = 181,8$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,459$ ). Além disso, a velocidade teve um efeito estatisticamente significativo na distância, mas com um tamanho de efeito moderado ( $F(1, 14) = 173,2$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,284$ ), pois as condições de velocidades rápidas resultaram, consistentemente, em uma distância maior percorrida em comparação com as condições de velocidade auto selecionadas (mais lentas) (consulte a Figura 3.2:5).

Em seguida, observamos uma interação significativa entre cadeira de rodas e trajetória ( $F(2, 28) = 8,194$ ,  $p = 0,002$ ,  $\eta^2 = 0,036$ ), entre cadeira de rodas e velocidade ( $F(1, 14) = 7,238$ ,  $p = 0,018$ ,  $\eta^2 = 0,019$ ), e também entre trajetória e velocidade ( $F(2, 28) = 22,394$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,071$ ), mas em todos os três casos os tamanhos de efeito foram desprezíveis. Nenhuma interação foi encontrada entre os três fatores, trajetórias, velocidades e tipo de cadeira de rodas ( $F(2, 28) = 0,851$ ,  $p = 0,438$ ).

Figura 2.2.15- Mediana da distância percorrida (m). Barras de erros mostram 95% de intervalo de confiança das medianas



Fonte: elaborado pelo autor.

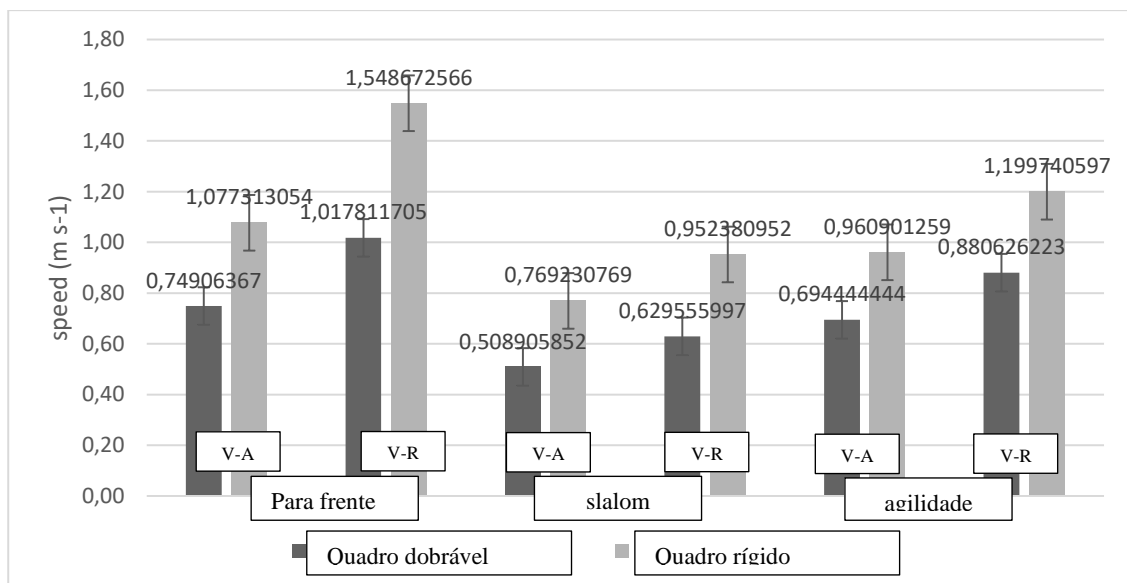
### 2.2.12 Velocidade

A Figura 2.2:6 mostra os resultados das medições de velocidade. Os resultados mostram que as maiores velocidades foram alcançadas com a cadeira de rodas de quadro rígido em todas as condições, sendo que as velocidades foram, em média, 20% maiores com a cadeira de rodas rígida em todas as trajetórias e velocidades. O efeito da cadeira de rodas na velocidade também foi estatisticamente significativo com um tamanho de efeito pequeno ( $F(1, 14) = 21,766$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,199$ ). Além disso, a Figura 3.2:5 mostra que as velocidades mais altas foram alcançadas na trajetória para frente e velocidades semelhantes foram encontradas entre as trajetórias de *slalom* e agilidade. A trajetória exibiu um efeito estatisticamente significativo na velocidade com um tamanho de efeito desprezível ( $F(2, 28) = 0,520$ ,  $p < 0,6$ ,  $\eta^2 = 0,004$ ).

Como esperado, a condição de velocidade teve um efeito estatisticamente significativo na velocidade medida com um tamanho de efeito médio ( $F(1, 14) = 17.123$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,063$ ). A Figura 3.2:5 mostra que as condições rápidas resultaram consistentemente em uma distância maior percorrida em comparação com as condições lentas.

A seguir, observa-se uma interação não significativa entre cadeira de rodas e tipo de trajetória ( $F(2, 28) = 4550,41$ ,  $p < 0,091$ ), entre cadeira de rodas e velocidade ( $F(1, 14) = 3864,2$ ,  $p < 0,204$ ), e também entre trajetória e velocidade ( $F(2, 28) = 905,150$ ,  $p < 0,600$ ,  $\eta^2 = 0,004$ ), e em todos os três fatores, cadeira de rodas, tipo de trajetória e velocidade ( $F(2, 28) = 309,339$ ,  $p = 0,769$ ,  $\eta^2 = 0,001$ ).

Figura 2.2.16 - Medianas de velocidade (m s<sup>-1</sup>). Barras de erros mostram 95% de intervalo de confiança das medianas



Fonte: elaborado pelo autor.

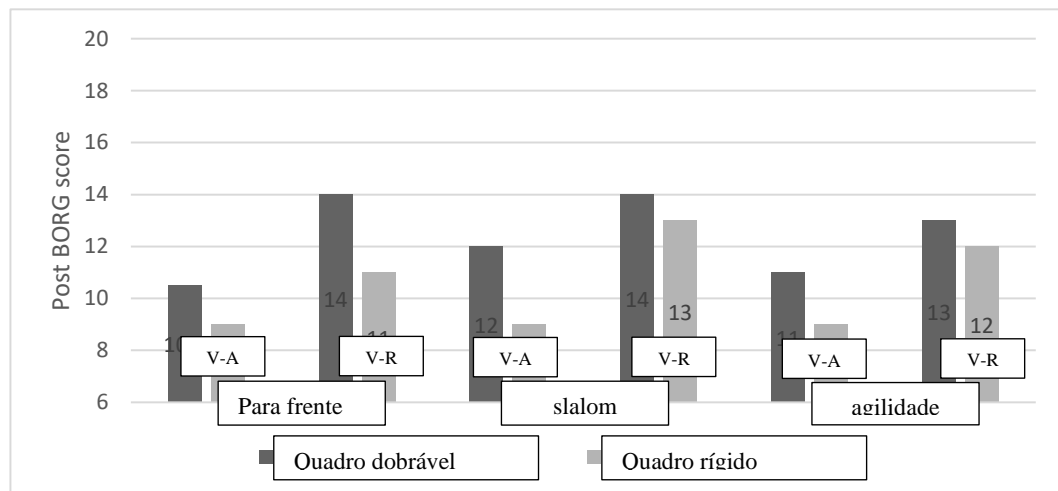
### 2.2.13 Esforço percebido

A Figura 2.2:6 mostra os resultados do esforço percebido (Escala de BORG). Os resultados mostram que os maiores escores de esforço percebido foram observados com a cadeira de rodas dobrável em todas as condições, ou seja, o uso da cadeira de rodas rívida foi considerado menos desgastante. O efeito do tipo de cadeira de rodas nas pontuações BORG também foi estatisticamente significativo,

mas com um tamanho de efeito pequeno ( $F(1, 14) = 10,340$ ,  $p = 0,006$ ,  $\eta^2 = 0,119$ ). A Figura 2.2:7 não revela nenhuma diferença óbvia entre as pontuações de BORG para as três trajetórias. Isso é confirmado pelo teste estatístico que não sinalizou qualquer significância ( $F(1,336, 18,707) = 3,924$ ,  $p = 0,052$ ). A velocidade, por outro lado, teve um efeito estatisticamente significativo nos escores de BORG com um tamanho de efeito moderado ( $F(1, 14) = 69,209$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,264$ ). A Figura 3.2:6 mostra que as condições rápidas resultaram consistentemente em uma pontuação BORG mais alta em comparação com as condições lentas.

Não foram encontradas interações entre os fatores, nomeadamente cadeira de rodas e tipo de trajetória ( $F(1, 14) = 0,82$ ,  $p = 0,78$ ), tipo de cadeira de rodas e velocidade ( $F(1, 14) = 0,05$ ,  $p = 0,82$ ), trajetória e velocidade ( $F(2, 28) = 0,038$ ,  $p < 0,96$ ), e entre todos os três fatores ( $F(2, 28) = 1,627$ ,  $p = 0,214$ ).

Figura 2.2.17- Mediana da pontuação de BORG após a realização dos testes (escala 6-20). Barras de erros mostram 95% de intervalo de confiança das medianas



Fonte: elaborado pelo autor.

### 2.2.14 Eficiência

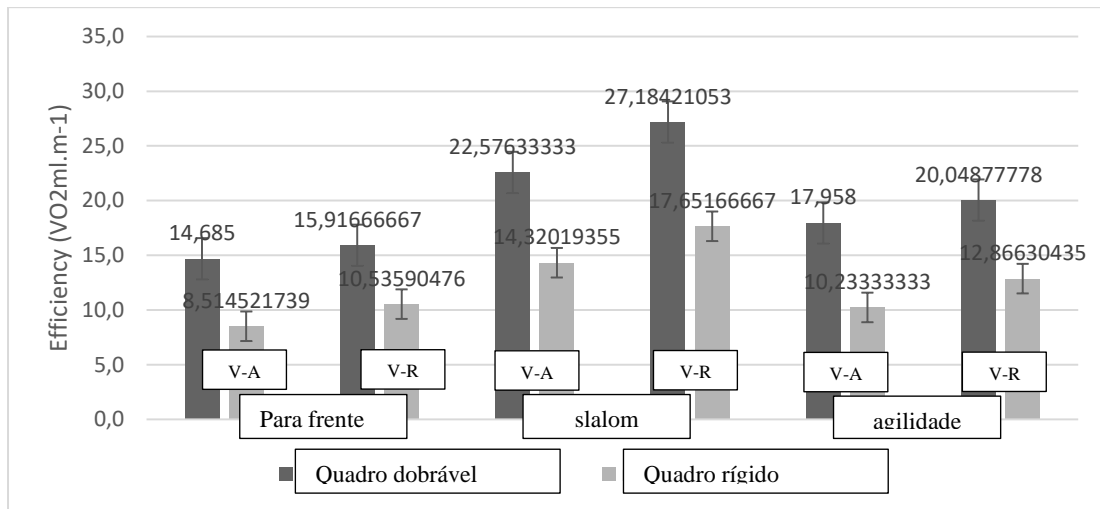
A Figura 2.2.8 mostra os resultados da eficiência absoluta ( $VO_2$ ,  $mL \cdot m^{-1}$ ). Os resultados mostram que as menores taxas de consumo de oxigênio por metro percorrido (maior eficiência) foram alcançadas com a cadeira de rodas rígida em todas as condições. O efeito do tipo de cadeira de rodas na eficiência foi estatisticamente

significativo com um grande tamanho de efeito ( $F(1, 14) = 118,298$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,541$ ). Além disso, a Figura 2.2.8 mostra que as taxas mais baixas foram alcançadas na trajetória para frente e as taxas mais altas (eficiência mais baixa) na trajetória de *slalom*. O efeito da trajetória na eficiência foi estatisticamente significativo com um grande tamanho de efeito ( $F(2, 28) = 203,566$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,508$ ). Além disso, a velocidade teve um efeito estatisticamente significativo na eficiência, mas apenas com um pequeno tamanho de efeito ( $F(1, 14) = 16,872$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,139$ ) ou seja, as condições rápidas resultaram consistentemente em uma taxa mais baixa em comparação com as condições lentas.

Em seguida, observamos uma interação significativa entre a cadeira de rodas e o tipo de trajetória ( $F(2, 28) = 10,860$ ,  $p = 0,001$ ,  $\eta^2 = 0,053$ ), e também entre a trajetória e a velocidade ( $F(2, 28) = 6,170$ ,  $p = 0,006$ ,  $\eta^2 = 0,020$ ), mas em ambos os casos os tamanhos do efeito foram desprezíveis. Nenhuma interação foi encontrada entre cadeira de rodas e velocidade ( $F(1, 14) = 0,019$ ,  $p = 0,893$ ), ou entre todos os três fatores ( $F(2, 28) = 0,229$ ,  $p = .797$ ).

Ao comparar as cadeiras de rodas nas mesmas condições de teste, por exemplo: quadro dobrável com quadro rígido, condição para a frente em alta velocidade, os testes de Wilcoxon revelaram diferenças significativas ( $p < 0,001$ ) para todos as 12 situações de teste. Esses resultados revelaram que uma cadeira de rodas com estrutura rígida, mais leve, foi mais eficiente, principalmente durante a condição *slalom* em baixas velocidades, apresentando consumo de oxigênio 43% menor por metro percorrido em comparação com a cadeira de estrutura dobrável.

Figura 2.2.18 - Mediana da pontuação de eficiência ( $VO_2$ , mL  $m^{-1}$ ). Barras de erros mostram 95% de intervalo de confiança das medianas



Fonte: elaborado pelo autor.

### 2.2.15 Discussão

Os resultados confirmam que o design da cadeira de rodas influencia o desempenho da mobilidade manual da cadeira de rodas em termos de respostas cardiorrespiratórias, percepção de esforço e velocidade média. O design da cadeira de rodas com estrutura rígida exibiu características mais benéficas do que o design com estrutura dobrável, pois resultou em melhor eficiência, velocidades mais altas, distâncias mais longas percorridas e foi percebido como menos cansativo de se mover.

O projeto da cadeira de rodas com quadro rígido também resultou em menor consumo de oxigênio ( $VO_2$ , mL  $min^{-1}$ ) na maioria das condições, mas não a um nível de significância estatística. No entanto, esta cadeira de rodas apresentou uma eficiência significativamente melhor (oxigênio consumido por metro percorrido,  $VO_2$ , mL  $m^{-1}$ ) em comparação com a cadeira de rodas dobrável em todas as condições testadas. Esses resultados são consistentes com os de Beekman *et al.* (1999) que encontraram resultados de eficiência semelhantes, com participantes paraplégicos em uma pista circular, comparando uma cadeira de rodas de estrutura rígida de baixa massa com uma cadeira de rodas de estrutura dobrável de maior massa. Da mesma forma, Hilbers *et al.* (1987) também encontraram melhor eficiência de uma cadeira de rodas esportiva em comparação com uma cadeira de rodas convencional observada



em quatro velocidades diferentes. O presente estudo investigou a eficiência do  $VO_2$  com uma variedade de diferentes velocidades e trajetórias, portanto, adiciona novas e importantes informações sobre a mobilidade da cadeira de rodas que podem impactar futuras soluções de design de cadeiras de rodas.

Uma diferença importante entre as cadeiras de rodas que testadas no presente estudo foi a massa (10,3 kg para a de quadro rígido e 16 kg para a de quadro dobrável), ou seja, uma diferença de cerca de 55%. Estudos têm abordado a massa como um fator potencial que pode influenciar o desempenho em cadeiras de rodas e, principalmente, os resultados fisiológicos (consumo de  $VO_2$ ) e perceptuais (percepção de esforço). No entanto, apenas a massa adicional não é um fator que isoladamente poderia influenciar esses resultados. Sagawa et al. (2010) adicionaram massas de 1, 2 e 5 kg em uma cadeira de rodas manual multiesportiva durante seis diferentes tarefas de mobilidade e para todos os testes, eles não encontraram um efeito significativo da massa no consumo de  $VO_2$ , desempenho ou esforço percebido. Da mesma forma, Groot et al., (2013) descobriram que o aumento da massa não levou a um aumento de esforço físico, no entanto, a combinação do aumento da massa e do tipo de pneu afetou a demanda de esforço físico. Além da massa, o comprimento e a largura da cadeira de rodas também foram fatores de diferença entre as cadeiras. A cadeira de estrutura rígida deste estudo caracteriza-se por ser mais compacta (menor comprimento e largura), o que influencia a distribuição de peso do sistema, embora não a tenhamos medido neste estudo. A distribuição de massa e peso são fatores que influenciam as características do desempenho mecânico das cadeiras de rodas, e interpretar os resultados atuais com o apoio desses parâmetros forneceria uma visão mais completa sobre a relação entre o design da cadeira de rodas, os parâmetros mecânicos e os resultados fisiológicos e perceptivos. A distribuição de massa parece ter um efeito mais forte sobre os esforços de propulsão do que a massa no geral (Sprigle & Huang, 2015; Lin & Sprigle, 2020, Alcolea et al., 2020). Isto está de acordo com as nossas observações, nomeadamente, que os utilizadores se adaptam ao dispositivo, situações e tarefas, e o design do dispositivo como um todo tem impacto na mobilidade geral da cadeira de rodas.

O tamanho das dos rodízios também foi um fator de diferença entre as cadeiras de rodas neste estudo, com a cadeira rígida tendo o diâmetro menor (4 ") em comparação com a cadeira dobrável (6,5 "). Diâmetros menores de rodízios foram associados ao aumento da resistência ao rolamento (Chan et al., 2015; Zepeda et al.,

2016). No entanto, a influência das rodas de rodízio na resistência ao rolamento parece ser dependente da distribuição de peso (Lin; Sprigle, 2020; Sprigle; Huang, 2020; Zepeda et al., 2016), ou seja, a porcentagem do peso nas rodas motrizes e nos rodízios. No entanto, como não medimos a distribuição de peso, não é possível discutir a influência desse fator - o tamanho da roda de rodízio - nas descobertas atuais.

Apesar de não haver diferença significativa entre a cadeira de rodas rígida e dobrável, em termos de consumo de oxigênio ( $\text{VO}_2 \text{ mL min}^{-1}$ ), houve diferença estatística na eficiência energética ( $\text{VO}_2, \text{ mL m}^{-1}$ ) entre os dois tipos de cadeiras de rodas durante todas as tarefas realizadas, com os menores índices (melhor eficiência) obtidos com a cadeira de rodas rígida.

Uma explicação para esses resultados pode ser que a maior massa, maior distância entre eixos e mais torção do chassi da cadeira de rodas com estrutura dobrável podem ter resultado em menor velocidade de curva, principalmente durante a trajetória de slalom e agilidade. Conseqüentemente, isso resulta em uma velocidade geral menor e menor distância percorrida durante os cinco minutos da tarefa com a cadeira de rodas dobrável. Esta noção é apoiada por Medola, Dao, et al., (2014), que mostrou que em uma pista de *slalom*, curvas mais exigentes resultam em velocidades mais lentas, uma diminuição no componente translacional e um aumento no componente de rotação da energia cinética. Assim, são necessárias frenagens e acelerações repetidas de cada roda em um padrão específico para acelerar ou desacelerar as rodas esquerda e direita a fim de seguir as curvas de uma pista de *slalom*. Nossa suposição é que a cadeira de rodas dobrável com sua massa maior e eixos mais largos reduz a manobrabilidade e, conseqüentemente, a velocidade em um percurso com muitas curvas. Assim, quando o consumo de oxigênio ( $\text{VO}_2 \text{ mL min}^{-1}$ ) é semelhante para as duas cadeiras de rodas, mas a velocidade é diferente, a eficiência energética ( $\text{VO}_2 \text{ mL m}^{-1}$ ) será pior (taxas mais altas) para a cadeira de rodas do tipo mais lento.

Os efeitos observados do tipo de trajetória na distância e na velocidade foram os esperados, pois é lógico percorrer distâncias mais longas em velocidades mais altas ao longo de caminhos retos do que ao longo de caminhos com muitas curvas. Para trafegar em um percurso com curvas, o cadeirante precisa diminuir a velocidade e, portanto, acaba percorrendo distâncias mais curtas em um determinado período de tempo. Em termos de distância percorrida, independentemente do tipo de cadeira de rodas, o movimento para a frente teve a maior distância percorrida e o slalom a mais

curta para ambos os modos de velocidade (lento e rápido). Ao observar o ganho na distância percorrida comparando a propulsão lenta e rápida, o percurso de slalom teve o menor ganho para cadeiras de rodas dobráveis (18,75%) e rígidas (28,57%), enquanto a trajetória para frente apresentou os maiores ganhos (40,90% e 32,35 % para cadeiras dobráveis e rígidas, respectivamente). Ao realizar a trajetória de agilidade o mais rápido possível, resultou em aumentos de 36,84% (dobrável) e 27,58% (rígido) da distância em relação ao modo lento.

Tais diferenças podem ser explicadas pelas características das trajetórias: a pista de slalom exige que o usuário manobre a cadeira em espaços progressivamente mais estreitos (raios de giro menores), o que afeta a capacidade de acelerar a cadeira de forma contínua e, por consequência, o ganho na distância percorrida é menor. Conforme demonstrado no estudo de Medola et al. (2014), o controle para manobrar a cadeira em torno dos cones compreende ações de empurrar e frear os aros propulsores de forma específica para acelerar, frear e girar a cadeira. Essas ações coordenadas são especialmente desafiadoras de serem executadas em um modo de propulsão rápida, pois há uma diminuição progressiva na velocidade à medida que a cadeira se move em torno dos cones posicionados mais próximos (MEDOLA et al., 2014) e, para aumentar a velocidade, os custos de propulsão (MISCH, HUANG e SPRIGLE, 2020) e o torque necessário para acelerar a cadeira (SPRIGLE; HUANG, 2015) são maiores do que para manter o movimento. Por outro lado, o teste de agilidade é composto por curvas separadas por movimentos retos que são mais longos o suficiente para permitir a recuperação da aceleração e preparação para a manobra em torno dos cones, e o ganho de distância percorrida foi mais próximo ao observado na trajetória reta.

Enquanto os ganhos de distância percorrida foram maiores com a cadeira dobrável no teste de agilidade e trajetória reta, o oposto foi observado na trajetória *slalom*. A cadeira de rodas de quadro rígido que é mais leve e compacta (menor largura e comprimento da cadeira) obteve melhores resultados., esses aspectos podem influenciar na carga sobre as rodas motrizes e na distribuição do peso.. Embora não tenhamos mensurados esses aspectos neste estudo, estudos anteriores demonstraram a influência da carga sobre a roda motriz e distribuição de peso nos custos de propulsão (MISCH, HUANG, SPRIGLE, 2020; SPRIGLE; HUANG, 2020).

Uma interação significativa também foi observada entre trajetória e velocidade. Uma inspeção dos dados mostra que a diferença na velocidade só pôde ser observada

na condição em que a cadeira de rodas seguia em linha reta, enquanto nas condições com curvas, não houve diferença observável na velocidade. Isso provavelmente ocorre devido às manobras complexas (slalom e agilidade) que impediram os participantes de atingir a mesma alta velocidade do percurso em linha reta.

Durante a velocidade auto-selecionada e a propulsão em linha reta, a classificação média (IC 95%) da percepção de esforço (BORG) foi para a estrutura dobrável 10.5, (9-13) e para a estrutura rígida 9, (8-10). Da mesma forma, Qi, et al. (2015) mostraram resultados de esforço percebido para os braços durante a velocidade auto selecionada como 9.3, durante propulsão em linha reta em velocidade auto selecionada com pessoas com lesão medular, portanto semelhantes aos nossos achados. No entanto, deve-se notar que o valor de BORG durante a propulsão para a frente em velocidade auto selecionada, na verdade é 30-35% maior do que os níveis normais de repouso (BORG = 6). Consequentemente, tarefas de mobilidade ainda menos exigentes podem, com o tempo, causar fadiga aos usuários de cadeiras de rodas.

Além disso, é interessante que o esforço percebido relatado não aumenta à medida que a complexidade da tarefa aumenta. Em outras palavras, a propulsão em linha reta comparada com trajetórias mistas (slalom ou agilidade) não resulta necessariamente em maior percepção de esforço. Uma razão para isso pode ser que os dois últimos movimentos foram realizados em velocidades consideravelmente mais baixas em comparação com a propulsão em linha reta. No entanto, como esperado, os participantes relataram níveis significativamente mais elevados de esforço em velocidades altas em comparação com a velocidade lenta.

O presente estudo identificou que as diferenças no design da cadeira de rodas afetam o esforço cardiorrespiratório e percebido, a velocidade e a distância percorrida durante várias tarefas de movimento livre. Isso acabou resultando em diferenças significativas na eficiência energética e nas respostas mecânicas entre os dois designs de cadeiras de rodas. A cadeira de rodas com quadro rígido do presente estudo mostrou-se mais eficiente em muitos aspectos da mobilidade geral quando comparada com uma cadeira de rodas com quadro dobrável. Uma melhor compreensão dos parâmetros fisiológicos do usuário e dos aspectos mecânicos da cadeira de rodas pode contribuir para uma melhor entendimento do sistema usuário / cadeira de rodas e, como resultado, aprimorar a mobilidade geral e a satisfação do usuário. Em última análise, este estudo demonstra como as respostas metabólicas

fornece dados importantes sobre como o design da cadeira de rodas influencia o usuário e seu desempenho geral.

Embora o presente estudo tenha produzido achados importantes, ele possui limitações que devem ser observadas. Uma limitação digna de nota deste estudo é que apenas participantes sem deficiência foram recrutados. Os resultados não podem, portanto, ser generalizados para usuários de cadeiras de rodas experientes, como mostrado em outros estudos de tecnologia assistiva envolvendo participantes sem deficiência (ver, por exemplo, dos Santos et al., 2020). Além disso, os testes de mobilidade foram todos realizados em uma superfície plana em um ambiente controlado, o que não é representativo da diversidade de situações da vida real vivenciadas por usuários experientes em cadeiras de rodas.

As cadeiras de rodas não foram definidas com uma configuração ideal para cada pessoa durante os testes, mas a configuração das cadeiras foi deixada em uma configuração padrão. Esta decisão foi influenciada pelo fato de as diferentes cadeiras de rodas não serem igualmente personalizáveis, portanto, a configuração foi deixada como padrão para ambas as cadeiras de rodas. A incapacidade de configurar as cadeiras de rodas de forma ideal para cada participante durante os testes pode ter afetado os resultados negativamente.

### **2.2.16 Conclusão**

Resolver problemas de mobilidade é um dos principais desafios dos problemas de design de cadeiras de rodas de hoje. Os resultados apresentados por este estudo demonstram como o design pode influenciar tanto as respostas fisiológicas dos usuários, quanto as medidas mecânicas (velocidade e distância percorrida) durante os movimentos livres. As medições do consumo de oxigênio fornecem dados precisos dos custos de propulsão durante as manobras manuais da cadeira de rodas. Ao comparar a mesma trajetória e condição de velocidade, a cadeira de rodas com quadro rígido obteve melhores resultados, para todas as variáveis mecânicas e metabólicas analisadas, embora apenas as medidas de eficiência energética tenham apresentado diferenças estatísticas. Por outro lado, os valores de BORG não demonstraram diferenças significativas. As dissemelhanças básicas e simples entre o design das cadeiras de rodas podem levar a melhorias no desempenho do sistema do usuário / cadeira de rodas. As otimizações do design do dispositivo são necessárias

para reduzir os custos metabólicos que devem ser tratados para beneficiar a eficiência da mobilidade e minimizar as complicações de saúde. Melhorar o design da cadeira de rodas pode ser a maneira mais rápida de impactar positivamente a vida dos usuários. Essas informações podem beneficiar projetistas, fabricantes e profissionais de saúde no projeto, prescrição e fornecimento de cadeiras de rodas manuais.

## 2.3 ESTUDO III - COMPORTAMENTO DAS FORÇAS DURANTE A EXECUÇÃO DO WST VERSÃO 4.2.

### 2.3.1 Introdução

Muitas ferramentas objetivam estudar as forças aplicadas em cadeiras de rodas durante a realização de manobras de movimento, representando de fato como os cadeirantes se movem em suas rotinas diárias. Numerosos episódios de movimentos de curta duração e distâncias curtas percorridas, com muitas mudanças de direção durante a mobilidade são os cenários mais comuns que o usuário de cadeira de rodas realiza (MEDOLA *et al.*, 2014; SONENBLUM *et al.*, 2012).

O protocolo WST (Wheelchair Skills Test) compreende um conjunto de manobras que representam as diferentes situações que o cadeirante vivencia diariamente. Como inclinações, subir e descer um meio-fio, abrir e fechar portas, girar sobre o eixo, entre outros. Este protocolo tem como objetivo avaliar o nível de independência do usuário de cadeira de rodas na utilização do seu dispositivo de mobilidade em suas atividades diárias (KIRBY *et al.*, 2002), portanto, é uma ferramenta utilizada para fins de estudo e testes clínicos. Acessar essas informações é importante para os usuários conseguirem uma melhor configuração da cadeira de rodas possível, a fim de atender suas necessidades, o que pode resultar em melhores habilidades durante o uso da cadeira, bem como, a longo prazo, diminuir a incidência de dores e desconforto nos membros superiores (BONINGER *et al.*, 2000; BONINGUER *et al.*, 2002 KEELER *et al.*, 2018). Outro instrumento amplamente utilizado para avaliação da mobilidade em cadeiras de rodas manual é o sistema SMARTWheel, que permite uma avaliação da propulsão manual para analisar cada impulso nos aros propulsores mensurando variáveis de força, energia e dinâmicas (COOPER *et al.*, 2009), por exemplo: número de toque no aro; frequência de impulso; movimento angular de cada impulso; velocidade; Tempo; e distância total da sessão

coletada. Instrumentos dessa natureza, também ajudam, não só a compreender como se dão as forças relacionadas ao movimento, mas também a entender como o design da cadeira de rodas influencia no desempenho de tarefas de mobilidade manual, comparando diferentes designs e projetos de cadeiras de rodas (RISPIN et al., 2017; GOSWAMI et al., 1986; MANSON et al., 2013).

Abordagens ergonômicas têm sido propostas para reduzir as cargas biomecânicas durante a propulsão manual, por meio de sistemas alternativos como propulsão por alavanca (LUI et al., 2013) e engrenagem nas rodas motrizes (HOWARTH et al., 2010), essas são algumas alternativas que mostram benefícios potenciais na redução das demandas biomecânicas, porém, em contrapartida, obrigam os usuários a se adaptar a um novo produto e um novo modo de propulsão.

No entanto, apesar de vários estudos e ferramentas validadas, o conhecimento sobre a relação entre as forças e dinâmica relacionados ao movimento da cadeira de rodas e a ferramenta WST ainda é pouco explorado. Portanto, o objetivo deste estudo foi descrever qual o comportamento das variáveis do SMARTWheel, durante a execução do WST versão 4.2, e como se relacionam com a pontuação (% realizada do WST) em uma amostra composta por adultos usuários de cadeiras de rodas.

## **2.3.2 Materiais e métodos**

### *2.3.2.1 Participantes*

Uma amostra composta por 22 pessoas usuárias de caideras de rodas participaram do estudo (5 mulheres e 18 homens) com média de idade  $39,9 \pm 9,9$  anos, tempo de uso da cadeira de rodas de  $10,2 \pm 5,9$  anos, tempo de uso da cadeira de rodas por dia  $9,0 \pm 4,3$  horas. A Tabela 2.3:1 resume as características dos participantes de forma anônima. Antes da coleta de dados, os participantes leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido que foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação - UNESP (Processo. Nº 800.500). Os participantes foram recrutados no centro de reabilitação da UNOPAR, Londrina PR, Brasil.

Tabela 2.3-7- Característica da amostra – participantes

	DIAGNÓSTICO	NÍVEL NEUROLÓGICO	ASIA	IDADE	GÊNERO	TEMPO DE USO DA CR (ANOS)
01	Lesão medular traumática	T6	A	49	Masculino	21
02	Lesão medular não-traumática	T4	B	46	Masculino	4
03	Lesão medular traumática	T1	A	59	Feminino	12
04	Lesão medular traumática	T12	B	47	Masculino	7
05	Lesão medular traumática	T12	D	27	Feminino	5
06	Lesão medular traumática	T12	A	29	Masculino	10
07	Distrofia muscular de Becker	n/a	n/a	40	Masculino	5
08	Lesão medular traumática	T6	A	42	Masculino	8
09	Lesão medular traumática	C7	A	47	Masculino	14
11	Lesão medular traumática	T12	A	38	Masculino	12
12	Lesão medular traumática	n/a	n/a	26	Masculino	4
13	Lesão medular traumática	T12	A	21	Feminino	19
14	Lesão medular traumática	C7	D	55	Masculino	16
15	Lesão medular traumática	T3	A	36	Feminino	11
16	Lesão medular traumática	T11	A	43	Masculino	12
17	Lesão medular traumática	T9	A	38	Masculino	11
18	Lesão medular traumática	T12	A	42	Masculino	22
21	Lesão medular traumática	T9	A	45	Masculino	3
22	Lesão medular traumática	T12	A	37	Masculino	11
23	Lesão medular traumática	T6	A	52	Masculino	6
24	Lesão medular traumática	T2	A	49	Masculino	9
25	Lesão medular não-traumática	n/a	n/a	28	Feminino	5
26	Lesão medular traumática	T12	A	28	Masculino	3

### 2.3.3 Equipamentos

O sistema SMARTWheel (Three Rivers Holdings, Inc., Mesa, AZ) foi utilizado com uma roda de 24 polegadas e aro propulsor de 0,534 mm no lado direito da cadeira de rodas (taxa de amostragem: 127 Hz). No lado esquerdo, foram utilizados roda e aro semelhantes e acoplado um disco de peso (4 Kg) à roda para equilibrar a massa com o dispositivo SMARTWheel, conforme mostrado na Figura 2.3.1. Os participantes foram orientados a usar sua própria cadeira de rodas durante o teste. Nos casos em que não foi possível fixar o Smartwheel na cadeira do paciente, foi fornecida uma cadeira de rodas manual com quadro rígido modelo Starlite, ORTOBRAS (Figura 2.3: 1) para que o participante realizasse as manobras.



Figura 2.3.19 - Cadeira de rodas Starlite ORTOBRAS e sistema SMARTWheel acoplado a roda propulsora



Fonte: elaborado pelo autor.

#### 2.3.4 Coleta de dados - WST-Q (4.3) e SMARTWheel

Os testes foram realizados seguindo o WST-Q versão 4.3, que consiste em um teste de habilidades do cadeirante com o objetivo de avaliar o desempenho e a segurança. O teste avalia 34 habilidades para usuários e 33 habilidades para cuidadores. No entanto, nesta coleta de dados, apenas as habilidades dos usuários foram avaliadas e as habilidades de (1) pegar objetos do chão para a cadeira de rodas; (2) manobra de alívio de peso das nádegas; (3) transferência de nível; (4) dobre e desdobre a cadeira de rodas; (5) realiza transferência da cadeira de rodas para o solo, não foram realizadas pelo motivo de essas habilidades não estarem relacionadas aos movimentos e trajetórias da cadeira de rodas. Além disso, as manobras de (1) subir escadas; (2) descer escadas; (3) meio-fio baixo ascendente; (4) descer em meio-fio alto, não foram realizadas para manter a integridade do dispositivo SMARTWheel.

A roda instrumentada (SMARTWheel) mede forças tridimensionais e momentos aplicados ao aro de mão, fornecendo dados como: pico de força; velocidade; frequência de impulso; eficiência mecânica; força tangencial e toques aplicados ao aro propulsor. Toda a coleta de dados foi realizada no modo de pesquisa do software SMARTWheel. Antes do início do teste, os participantes tiveram até 5 minutos para

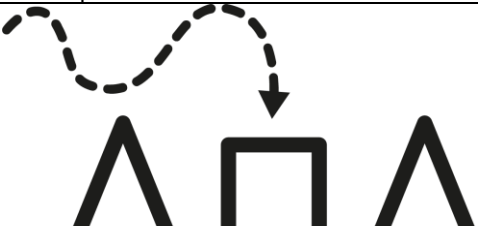

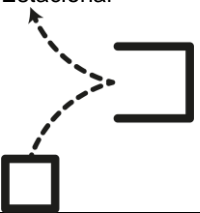





se familiarizarem com a roda instrumentada com o SMARTWheel e, nos casos específicos, com a nova cadeira de rodas (modelo Starlite, ORTOBRAS).

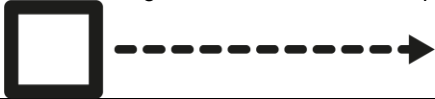
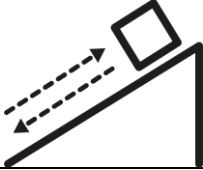
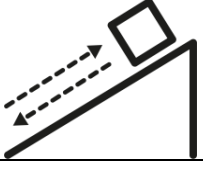
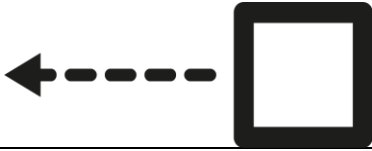
### 2.3.5 Análise dos dados

Todas as análises estatísticas foram realizadas com o software SPSS (IBM Inc., Estados Unidos da América) e análises de regressão múltipla foram usadas para determinar quais variáveis resposta do SmartWheel foram preditivas da pontuação do questionário WST, em uma habilidade específica (por exemplo, mover-se em linha reta) com análises separadas para cada das habilidades. Dessa forma, os testes estatísticos adotados neste procedimento utilizaram um nível de significância de 5% e o critério de seleção das variáveis independentes de cada modelo foi o “stepwise”. Este critério adiciona ou remove uma variável em cada etapa da geração do modelo, permitindo que os modelos sejam comparados. Os modelos foram escolhidos de acordo com o indicador  $R^2$  ajustado, análise de variância e multicolinearidade das variáveis. Esse procedimento foi realizado várias vezes até que um modelo proposto como adequado aos dados fosse obtido. Após a seleção do modelo proposto, a técnica de regressão foi gerada novamente para obtenção dos parâmetros finais e testes estatísticos que garantiram a escolha do modelo adequado. De acordo com o teste de Shapiro-Wilk, os dados apresentaram distribuição não normal, sendo aplicada a técnica de Box-Cox para normalizar a distribuição dos dados ( $p < 0,05$ ). Após a técnica aplicada, a normalidade pôde ser verificada. As variáveis independentes nesta etapa são chamadas de variáveis “candidatas” a pertencer ao conjunto de variáveis finalistas. De acordo com a Tabela 2.3- 2, ele apresenta todas as variáveis candidatas. Assim, estatísticas descritivas foram calculadas para todas as variáveis.

Tabela 2.3-8 - Variáveis candidatas

<p>Cadeira de rodas</p>  <p>Trajetória</p>	<p>legenda</p>
---	----------------

Abrir e fechar porta	D1
	
Balizar	D2
Descer rampa alta empinado	D3
<p>Desvia_obstaculo</p> 	D4
<p>Estacionar</p> 	D5
Percorrer curta distância em linha reta para frente	D6
	D6
<p>Girar empinado para a direita</p> 	D7
<p>Girar empinado para a esquerda</p> 	D8
Girar para a direita	D9
Girar para a esquerda	D10
<p>Mover-se em superfícies macia</p> 	D11
<p>Passar soleira baixa</p> 	D12

	D13
	D14
	D15
Subir calçada baixa, passar por buraco e descer calçada baixa	D16
	D17
Manter-se empinado por 30 segundos	D18

Fonte: elaborado pelo autor.

### 2.3.6 Resultados e Discussão

Análises descritivas são apresentadas com base na média (desvio padrão) de cada variável do SMARTWheel.

Valores mais elevados da força total média foram encontrados na condição de SOBE/DESCE RAMPA BAIXA (D14) ( $40,91 \pm 12,14$  N), SOBE/DESCE RAMPA ALTA (D15) ( $39,66 \pm 12,43$  N). Apesar de terem os maiores valores de força, possivelmente o movimento de descida da rampa contribuiu para a redução do valor médio da força total (AveFtot), o que sugere que os valores de força na subida foram ainda maiores, indicando que esta tarefa de mobilidade uma das mais desafiadores, considerando a força aplicada ao aro propulsor.

Tabela 2.3-9- Força media total

Vaiáveis	N	Media	Mediana	DP	Variância	Min.	Max.	Percentis		
								25	50	75
AveFtot[N]_D1	19	35,81	34,31	9,56	91,45	21,29	52,53	28,88	34,31	42,27
AveFtot[N]_D2	21	32,96	30,72	11,41	130,16	19,16	58,40	23,54	30,72	39,58
AveFtot[N]_D3	12	29,80	26,91	7,99	63,91	19,90	43,82	23,69	26,91	36,47
AveFtot[N]_D4	21	38,72	37,03	12,67	160,43	14,51	67,89	29,43	37,03	45,79
AveFtot[N]_D5	22	32,30	29,76	10,39	108,00	15,80	51,70	25,21	29,76	42,98

AveFtot[N]_D6	20	37,67	36,72	11,48	131,79	20,70	57,46	27,28	36,72	47,60
AveFtot[N]_D7	13	28,66	24,27	9,34	87,23	19,60	50,10	21,26	24,27	34,99
AveFtot[N]_D8	13	26,98	26,50	6,49	42,17	18,24	43,54	22,77	26,50	30,89
AveFtot[N]_D9	22	32,44	30,72	12,98	168,55	16,34	72,18	22,62	30,72	41,89
AveFtot[N]_D10	22	33,50	32,46	9,69	93,99	17,76	57,72	25,66	32,46	36,73
AveFtot[N]_D11	21	35,81	32,85	11,80	139,27	9,24	58,13	29,97	32,85	44,54
AveFtot[N]_D12	20	38,13	39,74	11,87	140,97	10,69	56,95	32,27	39,74	47,14
AveFtot[N]_D13	20	38,81	41,11	13,59	184,60	6,77	64,30	30,08	41,11	46,72
AveFtot[N]_D14	19	39,66	36,47	12,43	154,41	13,55	66,22	32,50	36,47	49,43
AveFtot[N]_15	21	40,91	37,99	12,14	147,46	16,13	66,16	33,13	37,99	51,46
AveFtot[N]_D16	18	37,63	37,39	11,01	121,31	12,85	55,24	29,33	37,39	47,37
AveFtot[N]_D17	21	19,05	17,64	4,80	23,03	13,08	31,16	15,69	17,64	21,69
AveFtot[N]_D18	9	20,33	21,32	8,70	75,65	10,14	37,45	12,04	21,32	25,51

As tarefas de mobilidade que apresentaram os menores valores de força total média foram: TRAS CURTA DISTÂNCIA (D17) ( $19,05 \pm 4,80N$ ) e EMPINAR CADEIRA 30 segs. (D18) ( $20,33 \pm 8,70N$ ). Embora a atividade de empinar a cadeira exija um movimento inicial de aplicação de força e aceleração da roda, a manutenção da cadeira empinada, para um usuário experiente, requer somente ações de controle das rodas para manter a posição em equilíbrio, sem a necessidade de aplicação de forças de maior intensidade nos aros.

A execução de GIRO com a cadeira, para ambos os lados, apresentou menores valores de força na condição empinada (D7 e D8) em comparação ao giro com as quatro rodas no solo (D9 e D10). Considerando o giro para o lado esquerdo (D10), a média de força com as quatro rodas no solo teve um aumento de 24,16% em comparação à mesma tarefa na condição empinada, enquanto no giro para o lado direito este aumento foi de 13,18%. Para o pico de força total (PeakFtot), este aumento também foi observado, com 14,90% (giro para a direita) e 23,13% (giro para a esquerda) de aumento do pico de força total na condição com as quatro rodas no chão em comparação ao giro com a cadeira empinada.

Com relação ao pico de força total, os maiores valores foram encontrados nas tarefas de SOBE/DESCE RAMPA BAIXA (D14) ( $61,65 \pm 17,59 N$ ), SOBE/DESCE RAMPA ALTA (D15) ( $59,63 \pm 17,95N$ ) e PASSAR SOLEIRA BAIXA (D12) ( $56,62 \pm 19,01N$ ).

Os menores picos de força foram registrados nas tarefas de EMPINAR POR 30S ( $24,71 \pm 11,09N$ ) e movimento para TRÁS A CURTA DISTÂNCIA ( $27,12 \pm 7,59N$ ).

Tabela 2.3-10 - Pico de força total

Variáveis	N	Média	Mediana	DP	Variância	Min.	Max.	Percentis		
								25	50	75
PeakFtot[N]_D1	19	51,84	47,93	13,05	170,19	29,64	77,91	41,05	47,93	61,30
PeakFtot[N]_D2	21	47,70	44,85	17,74	314,53	26,75	91,00	33,60	44,85	57,45
PeakFtot[N]_D3	12	41,68	39,86	10,68	114,01	28,36	61,79	33,09	39,86	51,48
PeakFtot[N]_D4	21	55,96	55,26	17,81	317,27	21,35	94,38	42,77	55,26	70,03
PeakFtot[N]_D5	22	47,99	44,81	16,66	277,45	23,75	85,56	35,96	44,81	61,49
PeakFtot[N]_D6	20	54,49	53,24	16,06	258,07	26,98	77,56	39,66	53,24	68,11
PeakFtot[N]_D7	13	41,10	38,77	13,34	177,89	26,98	70,12	30,36	38,77	48,25
PeakFtot[N]_D8	13	37,55	35,68	9,85	96,97	24,32	63,04	31,97	35,68	41,76
PeakFtot[N]_D9	22	48,30	42,73	23,05	531,16	23,52	124,47	32,17	42,73	60,33
PeakFtot[N]_10	22	48,85	47,16	15,90	252,78	25,59	89,79	39,72	47,16	54,03
PeakFtot[N]_D11	21	53,30	46,75	18,09	327,21	15,15	88,34	41,85	46,75	68,48
PeakFtot[N]_D12	20	56,62	58,75	19,01	361,33	15,68	85,76	42,23	58,75	70,84
PeakFtot[N]_D13	20	55,57	60,18	20,78	431,88	9,25	91,71	41,15	60,18	65,92
PeakFtot[N]_14	19	59,63	61,32	17,95	322,11	19,51	92,62	46,44	61,32	73,40
PeakFtot[N]_15	21	61,65	63,15	17,59	309,35	26,50	96,73	46,84	63,15	72,26
PeakFtot[N]_D16	18	54,62	52,58	15,47	239,31	18,56	77,80	43,01	52,58	67,97
PeakFtot[N]_D17	21	27,12	25,18	7,59	57,66	16,62	47,32	21,59	25,18	31,70
PeakFtot[N]_D18	9	24,71	25,04	11,09	122,99	12,70	48,76	14,88	25,04	29,33

A maior velocidade média foi observada no movimento PARA FRENTE EM LONGA DISTÂNCIA (D13) ( $1,26 \pm 0,68$  m / s), seguido de movimento PARA FRENTE EM CURTA DISTÂNCIA (D6) ( $1,02 \pm 0,39$  m / s) e DESVIA DE OBSTÁCULOS (D4). A velocidade média no deslocamento por LONGA DISTÂNCIA foi 23,52% maior que a de CURTA DISTÂNCIA, em função da maior distância que permitiu maior ganho de velocidade.

Tabela 2.3-11 - Velocidade média

Variáveis	N	Média	Mediana	PD	Variância	Min.	Max.	Percentis		
								25	50	75
AveSpeed[m/s]_D1	19	0,24	0,18	0,22	0,05	-0,05	0,93	0,11	0,18	0,36
AveSpeed[m/s]_D2	21	0,03	0,01	0,12	0,01	-0,14	0,32	-0,06	0,01	0,06
AveSpeed[m/s]_D3	12	0,34	0,35	0,13	0,02	0,17	0,56	0,19	0,35	0,42
AveSpeed[m/s]_D4	21	0,97	1,13	0,54	0,29	-0,78	1,71	0,63	1,13	1,27
AveSpeed[m/s]_D5	22	0,09	0,10	0,11	0,01	-0,19	0,28	0,04	0,10	0,16

AveSpeed[m/s]_D6	20	1,02	1,12	0,39	0,15	0,17	1,64	0,66	1,12	1,33
AveSpeed[m/s]_D7	13	0,10	0,10	0,08	0,01	-0,02	0,28	0,05	0,10	0,14
AveSpeed[m/s]_D8	13	0,13	0,10	0,07	0,01	0,03	0,27	0,08	0,10	0,19
AveSpeed[m/s]_D9	22	0,05	0,06	0,14	0,02	-0,29	0,25	-0,07	0,06	0,16
AveSpeed[m/s]_D10	22	0,07	0,06	0,07	0,01	-0,08	0,21	0,01	0,06	0,11
AveSpeed[m/s]_D11	21	0,35	0,41	0,25	0,06	-0,28	0,76	0,23	0,41	0,52
AveSpeed[m/s]_12	20	0,25	0,30	0,23	0,05	-0,26	0,56	0,09	0,30	0,42
AveSpeed[m/s]_D13	19	1,26	1,39	0,68	0,46	-0,98	2,19	1,09	1,39	1,59
AveSpeed[m/s]_D14	19	0,42	0,44	0,30	0,09	-0,48	0,75	0,28	0,44	0,64
AveSpeed[m/s]_D15	21	0,45	0,52	0,33	0,11	-0,43	0,92	0,21	0,52	0,69
AveSpeed[m/s]_D16	18	0,29	0,37	0,21	0,04	-0,11	0,56	0,12	0,37	0,44
AveSpeed[m/s]_D17	21	-0,59	-0,68	0,46	0,22	-1,06	0,65	-0,91	0,68	-0,43
AveSpeed[m/s]_D18	9	0,04	0,02	0,08	0,01	0,00	0,24	0,01	0,02	0,03

O movimento para trás em curta distância foi 42,15% mais lento em comparação com o movimento para frente em curta distância. Os maiores ângulos de impulsão foram identificados nas tarefas de movimento para frente de curta distância ( $60,91 \pm 27,69$  graus) e longa distância ( $57,81 \pm 32,51$  graus), seguidas pela tarefa de desvio de obstáculos ( $56,11 \pm 36,32$  graus). Esses resultados são semelhantes aos observados na variável Velocidade Média, indicando que o ângulo de impulsão das rodas é um fator importante para a velocidade do movimento.

Tabela 2.3-12 - Angulo de impulsão

Variables	N	Mean	Median	SD	Variance	Min.	Max.	Percentis		
								25	50	75
PushLength[Deg]_D1	19	31,74	32,32	14,44	208,54	6,14	57,72	24,49	32,32	42,67
PushLength[Deg]_D2	21	23,14	25,05	8,43	71,12	7,38	34,68	16,39	25,05	29,54
PushLength[Deg]_D3	12	36,21	33,32	14,30	204,46	16,49	61,24	25,21	33,32	51,36
PushLength[Deg]_D4	21	56,11	69,31	36,32	1318,89	-63,64	94,26	46,42	69,31	75,57
PushLength[Deg]_D5	22	17,68	18,18	12,14	147,42	-19,41	36,76	12,16	18,18	23,96
PushLength[Deg]_D6	20	60,91	68,53	27,69	766,92	-36,31	83,81	55,10	68,53	78,88
PushLength[Deg]_D7	13	18,42	18,14	5,12	26,19	10,30	26,94	14,87	18,14	22,39
PushLength[Deg]_D8	13	19,20	17,58	7,76	60,17	9,85	36,34	13,43	17,58	24,12
PushLength[Deg]_D9	22	22,19	21,81	10,51	110,55	8,46	42,89	11,47	21,81	31,21
PushLength[Deg]_D10	22	29,74	25,94	15,23	231,97	9,29	62,01	17,74	25,94	37,04
PushLength[Deg]_D11	21	43,78	49,83	25,67	658,79	-19,15	79,07	30,46	49,83	64,11
PushLength[Deg]_D12	20	31,38	33,10	19,09	364,45	-17,78	54,44	20,87	33,10	45,42
PushLength[Deg]_D13	20	57,81	61,34	32,51	1056,87	-36,47	86,84	53,64	61,34	79,48
PushLength[Deg]_D14	19	41,90	51,91	37,36	1395,84	-72,05	89,22	29,50	51,91	65,84
PushLength[Deg]_D15	21	46,64	57,38	31,95	1020,95	-56,10	80,14	32,82	57,38	69,08
PushLength[Deg]_D16	18	30,13	33,26	17,68	312,47	-11,10	59,03	18,52	33,26	40,48

PushLength[Deg]_D17	21	-27,97	-29,99	27,53	757,87	-67,22	34,73	-48,82	-29,99	-15,84
PushLength[Deg]_D18	9	8,13	4,64	8,23	67,66	2,16	25,22	3,42	4,64	12,40

O ângulo de impulsão no movimento para trás de curta distância diminui para menos da metade (45,92%) dos ângulos no movimento para frente de curta e longa distância.

O ângulo de impulsão na manobra de manter a cadeira de rodas empinada por 30s é de apenas  $8,13 \pm 8,23$  graus, aumentando ligeiramente quando, com a cadeira empinada, o usuário gira para a direita ( $18,42 \pm 5,12$  graus) e para a esquerda ( $19,20 \pm 7,76$  graus). No entanto, girar com a cadeira empinada está associado a um ângulo de impulso menor em comparação com girar para a direita ( $22,19 \pm 10,51$  graus) e para a esquerda ( $29,74 \pm 15,23$  graus) com todas as quatro rodas no solo. Fato importante é que o ângulo de impulsão é um fator importante na técnica de propulsão e está relacionado à eficiência do movimento (BRILEY et al., 2020; DE KLERK et al., 2020).

A frequência de impulsão nas condições FRENTE CURTA DISTANCIA e FRENTE LONGA DISTÂNCIA são muito próximas:  $0,95 \pm 0,26$  impulsões /s e  $0,96 \pm 0,28$  impulsões/s, respectivamente. As médias do pico de força total e da força média total também são muito próximas nessas duas condições. A aceleração durante a impulsão (On-RimAveAcceleration) teve a mesma média ( $0,36\text{m/s/s}$ ) para ambas as condições. No entanto, a velocidade média em viagens de longa distância foi 23,52% maior do que a de curta distância. Possivelmente, o maior tempo de impulso no deslocamento de longa distância seja o fator diferencial para a maior velocidade, visto que as frequências de impulso são muito próximas.

Tabela 2.3-13 - Frequência de impulsão

Variables	N	Mean	Median	SD	Variance	Min.	Max.	Percentis		
								25	50	75
PushFrequency[1/s]_D1	19	0,72	0,70	0,24	0,06	0,34	1,29	0,56	0,70	0,85
PushFrequency[1/s]_D2	21	0,70	0,62	0,31	0,09	0,37	1,48	0,47	0,62	0,87
PushFrequency[1/s]_D3	12	0,89	0,80	0,28	0,08	0,52	1,57	0,72	0,80	1,03
PushFrequency[1/s]_D4	21	0,93	0,89	0,21	0,04	0,46	1,27	0,81	0,89	1,10
PushFrequency[1/s]_D5	22	0,74	0,71	0,20	0,04	0,44	1,15	0,61	0,71	0,83
PushFrequency[1/s]_D6	20	0,95	0,96	0,26	0,07	0,44	1,36	0,77	0,96	1,10
PushFrequency[1/s]_D7	13	1,13	1,10	0,30	0,09	0,63	1,67	0,95	1,10	1,30
PushFrequency[1/s]_D8	13	1,04	0,93	0,25	0,06	0,70	1,55	0,88	0,93	1,22



PushFrequency[1/s]_D9	22	0,87	0,79	0,36	0,13	0,40	2,09	0,65	0,79	1,03
PushFrequency[1/s]_D10	22	0,57	0,55	0,28	0,08	0,20	1,20	0,36	0,55	0,75
PushFrequency[1/s]_D11	21	0,86	0,82	0,16	0,02	0,60	1,23	0,77	0,82	0,94
PushFrequency[1/s]_D12	20	0,91	0,86	0,23	0,05	0,62	1,51	0,74	0,86	1,04
PushFrequency[1/s]_D13	19	0,96	0,94	0,28	0,08	0,16	1,50	0,86	0,94	1,16
PushFrequency[1/s]_D14	19	0,82	0,83	0,16	0,03	0,46	1,20	0,73	0,83	0,91
PushFrequency[1/s]_D15	21	0,80	0,76	0,20	0,04	0,27	1,27	0,69	0,76	0,94
PushFrequency[1/s]_D16	18	0,99	1,00	0,19	0,04	0,60	1,30	0,79	1,00	1,11
PushFrequency[1/s]_D17	21	0,80	0,83	0,30	0,09	0,15	1,36	0,60	0,83	0,99
PushFrequency[1/s]_D18	9	1,03	1,08	0,44	0,20	0,03	1,67	0,87	1,08	1,25

De fato, a desaceleração sem mãos nos aros é maior na condição para frente na curta distância ( $-0,50 \pm 0,21$  m/s/s) em comparação com a longa distância ( $-0,44 \pm 0,20$  m/s/s). O que pode ser explicado pelo fato de que em frequências de impulsão similares, quanto maior o tempo de impulsão (tempo em que há uma força aplicada a favor do movimento da cadeira de rodas), menor será o tempo de ação das forças opostas ao rolamento das rodas (fricção e inércia) durante a fase de recuperação (momento em que as mãos não estão em contato com as rodas).

Tabela 2.3-14 - Media de aceleração durante a impulsão (On-rim)

Variables	N	Mean	Median	SD	Variance	Min.	Max.	Percentis		
								25	50	75
On-RimAve.Acceleration[m/s/s]_D1	19	0,46	0,52	0,24	0,06	0,14	0,82	0,22	0,52	0,69
On-RimAve.Acceleration[m/s/s]_D2	21	0,54	0,52	0,30	0,09	0,03	1,24	0,37	0,52	0,76
On-RimAve.Acceleration[m/s/s]_D3	12	0,96	0,93	0,32	0,10	0,35	1,43	0,73	0,93	1,23
On-RimAve.Acceleration[m/s/s]_D4	21	0,42	0,39	0,31	0,10	-0,10	1,31	0,29	0,39	0,55
On-RimAveAcceleration[m/s/s]_5	22	0,43	0,44	0,22	0,05	0,05	0,90	0,26	0,44	0,57
On-RimAveAcceleration[m/s/s]_D6	20	0,36	0,34	0,26	0,07	-0,01	1,11	0,17	0,34	0,48
On-RimAveAcceleration[m/s/s]_D7	13	1,08	1,16	0,27	0,07	0,64	1,50	0,82	1,16	1,29
On-RimAveAcceleration[m/s/s]_D8	13	1,18	1,16	0,28	0,08	0,83	1,62	0,93	1,16	1,45
On-RimAveAcceleration[m/s/s]_D9	22	0,55	0,50	0,34	0,12	0,08	1,54	0,29	0,50	0,77
On-RimAveAcceleration[m/s/s]_D10	22	0,65	0,62	0,41	0,17	0,05	1,44	0,33	0,62	0,89
On-RimAveAcceleration[m/s/s]_D11	21	0,40	0,39	0,25	0,06	0,01	0,84	0,20	0,39	0,64
On-RimAveAcceleration[m/s/s]_D12	20	0,40	0,35	0,22	0,05	0,01	0,80	0,24	0,35	0,59
On-RimAveAcceleration[m/s/s]_D13	20	0,36	0,34	0,30	0,09	-0,11	1,21	0,18	0,34	0,57
On-RimAveAcceleration[m/s/s]_D14	19	0,39	0,40	0,25	0,06	-0,24	0,92	0,26	0,40	0,56
On-RimAveAcceleration[m/s/s]_D15	21	0,40	0,33	0,25	0,07	0,04	0,93	0,21	0,33	0,56
On-RimAveAcceleration[m/s/s]_D16	18	0,50	0,50	0,34	0,11	-0,02	1,15	0,23	0,50	0,74
On-RimAveAcceleration[m/s/s]_D17	21	0,35	0,32	0,16	0,02	0,09	0,84	0,27	0,32	0,41
On-RimAveAcceleration[m/s/s]_D18	9	0,66	0,61	0,35	0,12	0,32	1,24	0,36	0,61	0,94

O deslocamento para frente sobre uma superfície macia teve uma aceleração média maior ( $-0,64 \pm 0,35$  m/s/s) sem as mãos nas rodas em comparação com o deslocamento para frente curta ( $-0,50 \pm 0,21$  m/s/s) e longa distâncias ( $-0,44 \pm 0,20$  m/s/s), aproximando-se do valor de desaceleração em condições de subida/descida de rampa alta ( $-0,65 \pm 0,29$  m/s/s) e baixa ( $-0,66 \pm 0,47$  m/s/s).

Tabela 2.3-15 - Aceleração media sem as mãos nas rodas (Off-rim)

Variáveis	N	Mean	Median	SD	Variance	Min	Max	Percentis		
								25	50	75
Off-RimAve. Acceleration[m/s/s]_D1	19	-0,38	-0,30	0,24	0,06	-0,91	-0,14	-0,48	-0,30	-0,20
Off-RimAve.Acceleration[m/s/s]_D2	21	-0,41	-0,39	0,23	0,05	-1,18	-0,06	-0,45	-0,39	-0,29
Off-RimAve.Acceleration[m/s/s]_D3	12	-0,80	-0,73	0,48	0,23	-1,54	-0,13	-1,20	-0,73	-0,33
Off-RimAve.Acceleration[m/s/s]_D4	21	-0,53	-0,50	0,20	0,04	-0,89	-0,13	-0,73	-0,50	-0,42
Off-RimAveAcceleration[m/s/s]_D5	22	-0,35	-0,34	0,14	0,02	-0,66	-0,14	-0,43	-0,34	-0,24
Off-RimAveAcceleration[m/s/s]_D6	19	-0,50	-0,50	0,21	0,05	-1,11	-0,25	-0,63	-0,50	-0,32
Off-RimAveAcceleration[m/s/s]_D7	13	-0,99	-0,94	0,42	0,18	-1,62	-0,39	-1,42	-0,94	-0,58
Off-RimAveAcceleration[m/s/s]_D8	13	-1,23	-1,21	0,56	0,31	-2,72	-0,62	-1,44	-1,21	-0,78
Off-RimAveAcceleration[m/s/s]_D9	20	-0,29	-0,28	0,20	0,04	-0,70	0,03	-0,48	-0,28	-0,17
Off-RimAveAcceleration[m/s/s]_D10	22	-0,51	-0,43	0,26	0,07	-1,10	-0,18	-0,71	-0,43	-0,31
Off-RimAveAcceleration[m/s/s]_D11	21	-0,64	-0,57	0,35	0,12	-1,67	-0,11	-0,83	-0,57	-0,50
Off-RimAveAcceleration[m/s/s]_D12	20	-0,63	-0,57	0,28	0,08	-1,08	-0,23	-0,91	-0,57	-0,37
Off-RimAveAcceleration[m/s/s]_D13	19	-0,44	-0,42	0,20	0,04	-0,90	0,07	-0,54	-0,42	-0,35
Off-RimAveAcceleration[m/s/s]_D14	19	-0,65	-0,61	0,29	0,09	-1,27	-0,15	-0,81	-0,61	-0,47
Off-RimAveAcceleration[m/s/s]_D15	21	-0,66	-0,67	0,30	0,09	-1,33	-0,22	-0,82	-0,67	-0,40
Off-RimAveAcceleration[m/s/s]_D16	18	-0,87	-0,84	0,47	0,22	-1,79	-0,12	-1,25	-0,84	-0,47
Off-RimAveAcceleration[m/s/s]_D17	21	-0,10	-0,10	0,06	0,00	-0,28	-0,03	-0,14	-0,10	-0,06
Off-RimAveAcceleration[m/s/s]_D18	9	-0,51	-0,43	0,28	0,08	-0,89	-0,02	-0,80	-0,43	-0,37

Analisando os dados de regressão, comparando as médias dos valores por sujeito entre os resultados das variáveis do SMARTWheel e a pontuação do WST (variável dependente) durante as situações analisadas (Dimensões). Os resultados das regressões são apresentados na tabela a seguir.

Tabela 2.3-16 - Resultados da regressão linear

#### Dimensão D1

Variável Dependente = WST; R <sup>2</sup> ajustado =0.501		Variáveis SmartWheel abrir fechar porta VS WST score			
Variáveis	Coeficiente	Erro padrão	Valor t	p-valor	
Intercepto	185886	8322	2,233	0,039	
OnRimAveAcceleration_D1	70074	16022	4,374	0,000	

**Dimensão D2**

Variável Dependente = WST; R <sup>2</sup> ajustado =0.613		Variáveis SmartWheell balizar VS WST score		
Variáveis	Coeficiente	Erro padrão	Valor t	p-valor
Intercepto	91400,86	8981,64	10,176	6,820
OfftoOnTransition_D2	131,25	46,15	2,844	0,010
OntoOffTransition_D2	-138,01	45,35	-3,043	0,00699

**Dimensão D3**

Variável Dependente = WST; R <sup>2</sup> ajustado =0.239		Variável SmartWheell descer rampa alta empinado VS WST score		
Variáveis	Coeficiente	Erro padrão	Valor t	p-valor
Intercepto	47138	9265	5,088	0,000
AveSpeed_D3	54405	25735	2,114	0,060

**Dimensão D4**

Variável Dependente = WST; R <sup>2</sup> ajustado =0.514		Variável SmartWheell desviar de obstáculo VS WST score		
Variáveis	Coeficiente	Erro padrão	Valor t	p-valor
Intercepto	22268	7131	3,123	0,005
OnRimAveAcceleration_D4	33564	11020	3,046	0,006
AveSpeed_D4	16196	6271	2,583	0,018

**Dimensão D5**

Variável Dependente = WST; R <sup>2</sup> ajustado =0.591		Variável SmartWheell estacionar VS WST score		
Variáveis	Coeficiente	Erro padrão	Valor t	p-valor
Intercepto	59253	13434	4,411	0,000
OnRimAveAcceleration_D5	91447	16181	5,652	0,000
PushPeriodTime_D5	-21444	6548	3,275	0,003

**Dimensão D6**

Variável Dependente = WST; R <sup>2</sup> ajustado =0.765		Variável SmartWheell percorrer curta distância em linha reta para frente VS WST score		
Variáveis	Coeficiente	Erro padrão	Valor t	p-valor
Intercepto	23620,3	10306,0	2,292	0,035
PeakFtot_D6	-678,7	180,0	-3,770	<0,001
AveSpeed_D6	44005,8	7882,1	5,583	<0,001
OffRimAveAcceleration_D6	-42156,4	12225,2	-3,448	0,003

**Dimensão D7**

Variável Dependente = WST; R <sup>2</sup> ajustado =0.709		Variável SmartWheell girar empinado para direita VS WST score		
Variáveis	Coeficiente	Erro padrão	Valor t	p-valor
Intercepto	167488,8	34334,6	4,878	0,000
OfftoOnTransitionD7	-10,765	2,259	-4,765	0,000
PeakAverageForceRatio	-55252,4	22939,7	-2,409	0,036

**Dimensão D8**

Variável Dependente = WST; R <sup>2</sup> ajustado =0.106		Variável SmartWheell girar empinado para esquerda VS WST score		
Variáveis	Coeficiente	Erro padrão	Valor t	p-valor
Intercepto	40385	15473	2,610	0,024
OnRimSpeedChangeD8	53496	34367	1,557	0,147

**Dimensão D9**

Variável Dependente = WST; R <sup>2</sup> ajustado =0.519		Variável SmartWheell girar para direita VS WST score			
Variáveis	Coefficiente	Erro padrão	Valor t	p-valor	
Intercepto	53888,5	11774,0	4,577	0,000	
OnRimAveAccelerationD9	29706,3	11078,5	2,681	0,014	
OnToOffTransitionD9	-13,812	4,981	-2,773	0,012	

**Dimensão D10**

Variável Dependente = WST; R <sup>2</sup> ajustado =0.681		Variável SmartWheell girar para esquerda VS WST score			
Variáveis	Coefficiente	Erro padrão	Valor t	p-valor	
Intercepto	111030,1	11877,7	9,348	0,000	
OfftoOnTransitionD10	245,48	75,78	3,239	0,004	
OnToOffTransitionD10	-267,12	74,76	-3,579	0,002	

**Dimensão D17**

Variável dependente = WST; R <sup>2</sup> ajustado =0.60		SmartWheell variables on backward short distance VS WST score			
Variáveis	Coefficiente	Erro padrão	Valor t	p-valor	
Intercepto	87621,5	7542,6	11,617	<0,001	
Push_D17	-3,108,4	681,5	-4,561	<0,001	
OnToOffTransition_D17	-5,78	2,15	-2,687	0,015	

A tabela apresenta os resultados dos modelos sendo: coeficientes (betas) da equação de regressão, o erro padrão (precisão da estimativa do coeficiente), Valor t (estatística do teste t de Student) e valor-p que pode indicar a importância da variável no modelo. Assim, conforme os valores de p nenhuma das variáveis precisam ser removidas da equação. O indicador de ajuste do modelo de regressão:  $R^2_{ajustado}$  indica o ajuste do modelo, quanto maior este valor melhor o modelo se ajusta aos dados (varia de 0 a 100%). Para determinar se o modelo final atende às suposições do emprego da técnica de regressão linear e o ajuste do modelo aos dados foi realizado uma análise de resíduos (erros).

Foram analisadas as manobras (dimensões), D1 abrir e fechar a porta, a variável aceleração média impulsionando o aro propulsor (OnRimAveAcceleration) explicou 50% da variância no score do WST. D2 balizar, as variáveis OfftoOnTransition e OntoOffTransition explicaram 61% do score do WST. A D3 descer rampa empinado, a velocidade média (AveSpeed) explicou 24% do score do WST. D4 desviar de obstáculo, as variáveis aceleração média tocando o aro propulsor (OnRimAveAcceleration) e velocidade média (AveSpeed) explicaram 51% do score

do WST. D5 estacionar, as variáveis aceleração média tocando o aro propulsor (OnRimAveAcceleration) e tempo de impulsão no aro (PushPeriodTime) explicaram 60% do Score do WST. D6 percorrer curta distância em linha reta para frente, as variáveis pico de força total (PeackFtot), velocidade média (AveSpeed) e aceleração sem tocar o aro de propulsão (OffRimAveAcceleration) explicaram juntas 76% do score do WST. D7 girar empinado para a direita as variáveis OfftoOnTransition e a razão do pico de força pela força média (PeakAverageForceRatio) explicaram 70% do score do WST. D8 girar empinado para a esquerda a variável OnRimSpeedChange explicou 10% do Score do WST. D9 girar para a direita a variável aceleração média tocando o aro propulsor (OnRimAveAcceleration) e OnToOffTransition explicaram 52% do score do WST. D10 girar para a esquerda as variáveis OfftoOnTransition e OnToOffTranssition explicaram 68% do score do WST e a dimensão D17 percorrer curta distância em linha reta para trás as variáveis, número de toques no aro (Push) e OnToOffTransition explicaram 60% do Score do WST.

Este estudo explora as relações entre as resultantes provenientes do sistema SMARTWheel e as habilidades com cadeira de rodas. primeiramente o propósito deste estudo era avaliar e descrever o comportamento dinâmico da cadeira de rodas (por usuários reais) durante manobras validadas como essenciais para a independência da mobilidade e, para isso, foi escolhido o protocolo WST versão 4.2. Os modelos gerados por meio da regressão demonstraram que, de maneira geral, a aceleração tanto com as mãos no aro propulsor como sem tocar, tempo de impulsão, velocidade e picos de força são preditores do Score do WST, corroborando com os estudos PRADON et al., (2012) e SAWATZKY et al., (2015).

Apesar da pequena amostra (n=22) o que pode ser considerado uma limitação, do ponto de vista estatístico, para esse tipo de análise a transformação dos dados e indícios de normalidade tornam o modelo robusto suportando os modelos e a relação entre as resultantes provenientes do movimento e a realização de cada tarefa do WST e seu *score*. Estudos dessa natureza acabam possuindo pequenas amostras como relatado por Sawatzky et al., 2015.

Por conseguinte, entender como se dão as relações entre as forças proveniente do movimento da cadeira de rodas em suas reais circunstâncias pode ajudar os profissionais envolvidos na área da reabilitação, Design e produtores de tecnologias assistivas a compreenderem de maneira mais efetiva quais são os aspectos que exercem influência durante o uso do dispositivo, assim, podendo utilizar esses

parâmetros para o desenvolvimento de novos produtos mais eficazes, eficientes e satisfatórios para os usuários.

### 3 CONCLUSÕES FINAIS

A presente tese abordou sobre como o design da cadeira de rodas influencia no desempenho de tarefas realizadas pelos usuários. Inicialmente, o referencial teórico indica que o design da cadeira de rodas é responsável pelos desfechos positivos e negativos do usuário, seja no desempenho de tarefas do dia-a-dia ou na participação comunitária como um todo. Para o presente estudo, mais precisamente, a ótica abordada para avaliar o design da cadeira de rodas e sua influência nos desfechos de mobilidade, foram as grandezas de forças, biomecânicas, fisiológicas e perceptivas dos usuários durante testes de mobilidade variados.

Nesta tese foram observados diferentes valores para a ativação muscular dos membros superiores a depender do posicionamento do eixo traseiro da cadeira de rodas em relação a posição relativa do usuário. Os resultados aqui apresentados sugerem que mover o eixo das rodas traseiras para frente pode ter um efeito positivo na propulsão manual, diminuindo a atividade dos músculos dos membros superiores. Isso mostra uma correlação existente entre a mecânica da cadeira de rodas e a biomecânica da propulsão. Do ponto de vista da ergonomia, o ajuste do equipamento (resultante de diferentes configurações) deve ser visto como uma estratégia para reduzir as cargas nos membros superiores, uma vez que produtos que possuem uma gama de possibilidades de configurações tendem a apresentar uma melhor interação com os usuários, pelo motivo de possuir maiores condições de se adaptarem aos diferentes tipos antropométricos, beneficiando assim a mobilidade de um grupo maior de indivíduos.

Já os resultados relacionados ao consumo de oxigênio demonstram como o design pode influenciar as respostas fisiológicas dos usuários. Essa medida ( $VO_2$  consumido) forneceu dados precisos dos custos da propulsão manual durante as trajetórias realizadas. Ao comparar a mesma trajetória e condição (determinada pela velocidade) a cadeira de rodas com eixo rígido obteve melhores resultados, sendo que as medidas de eficiência energética apresentaram diferenças estatísticas a favor desse modelo de cadeira de rodas. Corroborando com os achados do primeiro estudo. Por outro lado, os valores de esforço percebido não demonstraram diferenças significativas, porém se mostraram com valores menores também para a cadeira de eixo rígido.

O estudo sobre as forças resultantes do movimento da cadeira de rodas demonstra dados importantes sobre a dinâmica do movimento, e quais são realmente as respostas da propulsão por meio do aro propulsor. Para foi possível entender como são as relações entre os desfechos da mobilidade, no caso a realização de determinada tarefa proposta no protocolo WST, e as forças resultantes desse determinado movimento. O estudo das forças pode fornecer dados importantes sobre o movimento da cadeira de rodas, o qual pode contribuir para pesquisa e desenvolvimento em diversas áreas como, design, ergonomia e ciências da saúde. Uma vez que esse conhecimento pode contribuir com o entendimento do design do equipamento e tratamento do lesado medular por meio de avaliações de técnicas de propulsão, ambas ações têm sido relacionadas com a diminuição de lesões nos membros superiores desses indivíduos e aumento da qualidade de vida.

Os estudos aqui presentes se complementam e apontam para a mesma direção. As diferenças básicas e simples do design das cadeiras de rodas podem levar a melhorias no desempenho do sistema do usuário / cadeira de rodas. As otimizações do design da cadeira de rodas são necessárias para reduzir os custos metabólicos que devem ser tratados para beneficiar a eficiência da mobilidade e minimizar as complicações de saúde. Melhorar o design da cadeira de rodas pode ser a maneira mais rápida e menos custosa de se impactar positivamente a mobilidade dos usuários de cadeiras de rodas. Essas informações podem beneficiar projetistas, fabricantes e profissionais de saúde no projeto, prescrição e fornecimento de cadeiras de rodas manuais.

Por consequência das pesquisas aqui apresentadas a presente tese tem por missão oferecer a comunidade científica em geral uma descrição abrangente da importância do entendimento dos aspectos ergonômicos da cadeira de rodas manual, além de fazer recomendações para designers, produtores de tecnologias assistivas e profissionais da saúde para ações nos níveis nacional e internacional.



## REFERENCIAS

- A. Goswami, S. Ganguli, B.B. Chatterjee, Ergonomic analysis of wheelchair designs, AFACAN, Y.; ERBUG, C. An interdisciplinary heuristic evaluation method for universal building design. **Appl Ergon.**, London, v. 40, n. 4, p. 731-744, Jul. 2009. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S000368700800121X>. Acesso em: 19 out. 2019.
- AIT EL MENCEUR, M.O. *et al.* Alternative movement identification in the automobile ingress and egress for Young and elderly population with or without prostheses. **Int J Ind Ergon.**, Amsterdam, v. 38, p. 1078-1087, 2008. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169814108000632>. Acesso em: 19 out. 2019.
- ALCOLEA, V. *et al.* Propulsion efficiency in wheelchair tennis: a case study on the influence of the racket on the handrim forces. **Mot. Rev. de Educ.**, Rio Claro, v. 26, n. 1, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/s1980-65742020000110200172>. Acesso em: 15 jan. 2021.
- ALCOLÉA, V. *et al.* Effect of added mass location on manual wheelchair propulsion forces. *In: AHRAM, T. et al. (eds.). Human Systems Engineering and Design II: Proceedings of the 2nd International Conference on Human Systems Engineering and Design (IHSED 2019): Future Trends and Applications.* München: Springer Nature, 2019. p. 747-753. Disponível em: [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-030-27928-8\\_114](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-030-27928-8_114). Acesso em: 15 dez. 2019.
- ALM, M.; SARASTE, H.; NORRBRINK, C. Shoulder pain in persons with thoracic spinal cord injury: prevalence and characteristics. **J Rehabil Med.**, Stockholm, v. 40, n.4, p. 277- 283, Apr. 2008. Disponível em: <https://www.medicaljournals.se/jrm/content/abstract/10.2340/16501977-0173>. Acesso em: 15 out. 2020.
- ALVES, A. C. J. **Tecnologia assistiva**: identificação de modelos e proposição de um método de implementação de recursos. 2013. Tese (Doutorado em Educação Especial) - Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2013.
- AMIRALIAN, M. L. T. *et al.* Conceituando deficiência. **Rev. Saúde Pública.**, São Paulo, v. 34, n. 1 p. 97-103, 2000. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S0034-89102000000100017>. Acesso em: 15 nov. 2019.
- AYTAR, A. *et al.* Scapular resting position shoulder pain and function in disabled athletes. **Prosthet Orthot Int.**, Hellerup, v. 39, n.5, p.390-396, 2014. Disponível em: <https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/0309364614534295>. Acesso em: 25 nov. 2020.
- BABER, C.; STANTON, N. A. Human error identification techniques applied to public technology: predictions compared with observed use. **Appl Ergon.**, London, v. 27, n. 2, p.119-131, Apr.1996. Disponível em:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003687095000674>. Acesso em: 19 out. 2019.

BARROS, J. D'A. As hipóteses nas Ciências Humanas — considerações sobre a natureza, funções e usos das hipóteses. **Rev. Ciênc. Educ.**, Lisboa, v. 7, p. 151-162, 2008.

BEECHER, V.; PAQUET, V. Survey instrument for the universal design of consumer products. **Appl Ergon.**, London, v. 36, n.3, p. 363-372, May, 2012. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003687005000037>. Acesso em: 19 out. 2019.

BEEKMAN, C. E.; MILLER-PORTER, L.; SCHONEBERGER, M. Energy cost of propulsion in standard and ultralight wheelchairs in people with spinal cord injuries. **Phys Ther**, Alexandria, v. 79, n. 2, p. 146-158, Feb. 1999. Disponível em: <https://www.scopus.com/record/display.uri?eid=2-s2.0-0033019450&origin=inward&txGid=5ee90a0839fd6a1625439658c2acd910>. Acesso em: 19 out. 2019.

BEIRENS, B. J. H. *et al.* Shoulder Pain Is Associated With Rate of Rise and Jerk of the Applied Forces During Wheelchair Propulsion in Individuals With Paraplegic Spinal Cord Injury. **Arch Phys Med Rehabil.**, Philadelphia, v. 102, n. 5, p. 856-864, May, 2021. Disponível em: [https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(20\)31211-9/fulltext](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(20)31211-9/fulltext). Acesso em: 12 ago. 2020.

BERNASCONI, S. *et al.* Changes in oxygen uptake, shoulder muscles activity, and propulsion cycle timing during strenuous wheelchair exercise. **Spinal Cord.**, Basingstoke, v. 45, n. 7, 468- 474, Jul. 2007. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17060923/>. Acesso em: 19 out. 2019.

Bernasconi, S. M., Tordi, N., Ruiz, J. & Parratte, B. (2007). Changes in oxygen uptake, shoulder muscles activity, and propulsion cycle timing during strenuous wheelchair exercise. *Spinal Cord.*; 45:468–74.

BERSCH, R. C. R. *et al.* Fatores Humanos em TA Uma análise de Fatores críticos em Prestação de Serviços. **Plurais: Ver. Mult.**, Salvador, v. 1, p. 132-152, 2010.

BERTOLACCINI, G. da S. *et al.* Projeto e construção de um protótipo de ergômetro para testes de mobilidade em cadeira de rodas. *In: CONGRESSO BRASILEIRO DE PESQUISA & DESENVOLVIMENTO EM TECNOLOGIA ASSISTIVA. 1.*, 2016, Curitiba. **Anais [...]**. Curitiba: CBTA; UFPR, 2016. p. 206 - 270.

BERTOLACCINI, G. da S. *et al.* The influence of seat height, trunk inclination and hip posture on the activity of the superior trapezius and longuissimus. **J Phys Ther Sci.**, Moroyama, v. 28, n. 5, p. 1602 -1606, May, 2016. Disponível em: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/28/5/28\\_jpts-2016-013/\\_article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/28/5/28_jpts-2016-013/_article). Acesso em: 09 nov. 2020.

BERTOLACCINI, G. da S. *et al.* The influence of axle position and the use of accessories on the activity of upper limb muscles during manual wheelchair propulsion. **Int. J. Occup. Saf. Ergon.**, [s.l.], v. 24, n. 2, p. 311-315, 2018. Disponível em: [encurtador.com.br/aFLO6](http://encurtador.com.br/aFLO6). Acesso em: 18 out. 2018.

BEST, K. L.; ROUTHIER, F.; MILLER, W. C. A description of manual wheelchair skills training: current practices in Canadian rehabilitation centers. **Disabil Rehabil**

**Assist Technol.**, Abingdon, v. 10, n.5, p. 393-400, 2015. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/17483107.2014.907367>. Acesso em: 19 out. 2020.

BHAMBHANI, Y. Physiology of wheelchair racing in athletes with spinal cord injury. **Sports Med.**, v. 32, n. 1, p 23-51, Jan. 2002. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.2165/00007256-200232010-00002>. Acesso em: 28 jan. 2020.

BLOEMEN, M. A. *et al.* Validity and Reliability of Skill-Related Fitness Tests for Wheelchair-Using Youth With Spina Bifida. **Arch Phys Med Rehabil.**, Philadelphia, v. 98, n.6, p. 1097-1103, 2017. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999316309613>. Acesso em: 19 out. 2020.

BOHANNON, R. W. Number of pedometer-assessed steps taken per day by adults: a descriptive meta-analysis. **Phys ther.**, New York, v. 87, n. 12, p. 1642 – 1650, Dec. 2007. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17911274/>. Acesso em: 12 out. 2020.

BONINGER, M. L. *et al.* Wheelchair pushrim kinetics: body weight and median nerve function. **Arch Phys Med Rehabil.**, Philadelphia, v. 80, n. 8, p. 910-915, Aug. 1999. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0003999399900825>. Acesso em: 12 ago. 2020.

BONINGER, M. L. *et al.* Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. **Arch Phys Med Rehabil.**, Philadelphia, v. 81, n. 5, p. 608-613, May, 2000. Disponível em: [https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999300900431?casa\\_token=-PufSSY-AaEAAAAA:2Tvd4C4QFtCJGHaSSvkC9HSFvKglr\\_pFK9IvIJ2xRv7VMdaULyfRJdai\\_jIkT43YAI1GD8gl-t0](https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999300900431?casa_token=-PufSSY-AaEAAAAA:2Tvd4C4QFtCJGHaSSvkC9HSFvKglr_pFK9IvIJ2xRv7VMdaULyfRJdai_jIkT43YAI1GD8gl-t0). Acesso em: 18 mar. 2021.

BORG, G. A. Psychophysical bases of perceived exertion. **Med Sci Sports Exerc.**, Hagerstown, v. 14, n. 5, p. 377-381, 1982. Disponível em: [https://journals.lww.com/acsm-msse/Abstract/1982/05000/Psychophysical\\_bases\\_of\\_perceived\\_exertion.12.aspx](https://journals.lww.com/acsm-msse/Abstract/1982/05000/Psychophysical_bases_of_perceived_exertion.12.aspx). Acesso em: 19 out. 2019.

BORG, G. **Perceived exertion and pain scales**. Champaign: Human Kinetics, 1998.

BOWLING, A. *et al.* A multidimensional model of the quality of life in older age. **Aging & mental health.**, Abingdon, v. 6, n. 4, p. 355-371, 2002.

BOWLING, A. The most important things in life. Comparisons between older and younger population age groups by gender. Results from a national survey of the public's judgements. **Int J Health Sci.**, Qassim, v. 6, p. 169-176, 1995.

BOWLING, A. The psychometric properties of the older people's quality of life questionnaire, compared with the CASP-19 and the WHOQOL-OLD. **Curr Gerontol**

**Geriatr Res.**, New York, v. 2009, p. 1-12, 2009. Disponível em: <https://www.hindawi.com/journals/cggr/2009/298950/>. Acesso em: 15 nov. 2020.

BOWLING, A.; STENNER, P. Which measure of quality of life performs best in older age? A comparison of the OPQOL, CASP-19 and WHOQOL-OLD. **J Epidemiol Community Health**, London, v. 65, n. 3, p. 273-280, 2011. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20719807/>. Acesso em: 15 nov. 2020.

BRANDT, A.; KREINER, S.; IWARSSON, S. Mobility-related participation and user satisfaction: construct validity in the context of powered wheelchair use. **Disabil Rehabil Assist Technol.**, Abingdon, v.5, n. 5, p. 305 - 313, 2010. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.3109/17483100903394636?journalCode=iidt> 20. Acesso em: 15 ago. 2020.

BRANGIER, E.; BARCENILLA, J. **Concevoir un produit facile à utiliser**: adapter les technologies à l'homme d'Organisation. Paris: Editions d'Organisation, 2003.  
BRASIL. **Estatuto da pessoa com deficiência**. Brasília, DF: Senado Federal;Coordenação de Edições Técnicas, 2015. Disponível em: <https://www2.senado.leg.br/bdsf/bitstream/handle/id/513623/001042393.pdf>. Acesso em: 15 nov. 2019.

BRASIL. **Lei nº 13.146, de 6 de julho de 2015**. Institui a Lei Brasileira de Inclusão da Pessoa com Deficiência (Estatuto da Pessoa com Deficiência). Brasília, DF: Presidência da República, 2015. Disponível em: [http://www.planalto.gov.br/ccivil\\_03/\\_ato2015-2018/2015/lei/l13146.htm#:~:text=no%20plano%20interno.-,Art.,condi%C3%A7%C3%B5es%20com%20as%20demais%20pessoas..](http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_ato2015-2018/2015/lei/l13146.htm#:~:text=no%20plano%20interno.-,Art.,condi%C3%A7%C3%B5es%20com%20as%20demais%20pessoas..) Acesso em: 15 nov. 2019.

BRASIL. Secretaria Especial dos Direitos Humanos da Presidência da República. Comitê de Ajudas Técnicas – CAT. **Ata da Reunião VII, de dezembro de 2007**. Brasília, DF: CAT, 2007. Disponível em: [https://www.assistiva.com.br/Ata\\_VII\\_Reuni%C3%A3o\\_do\\_Comite\\_de\\_Ajudas\\_T%C3%A9cnicas.pdf](https://www.assistiva.com.br/Ata_VII_Reuni%C3%A3o_do_Comite_de_Ajudas_T%C3%A9cnicas.pdf). Acesso em: 19 out. 2019.

BRASIL. Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. Comitê de Ajudas Técnicas. **Tecnologia Assistiva**. Brasília, DF: CORDE, 2009.

BRODIE, M. *et al.* Influences of Wheelchair-Related Efficacy on Life-Space Mobility in Adults Who Use a Wheelchair and Live in the Community. **Phys Ther.**, New York, v. 94, n 11, p. 1604-1613, Nov. 2014. Disponível em: <https://academic.oup.com/ptj/article/94/11/1604/2735427?login=true>. Acesso em: 19 out. 2020.

BROWN, T. **Change by design**: How design thinking transforms organizations and inspires innovation. New York: Harper Business, 2009.  
CARVALHO, K. E.; GOIS JUNIOR, M. B.; SÁ, K. N. Tradução e validação do *Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology* (QUEST 2.0) para o idioma português do Brasil. **Rev. Bras. Reumatol.**, São Paulo, v. 54, n. 4, p. 260-

267, jul. 2014. Disponível em:

<https://www.scielo.br/j/rbr/a/VNrVQRdX9Wxh8TZSDVJmKvy/abstract/?lang=pt#>.

Acesso em: 15 ago. 2020.

CAVEDON, V.; ZANCANARO, C.; MILANESE, C. Kinematic analysis of the wheelchair tennis serve: implications for classification. **Scand J Med Sci Sports.**, Copenhagen, v. 24, n. 5, Oct. p.381-388, 2014. Disponível em:

<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/sms.12182>. Acesso em: 15 ago. 2020.

CHAVES, E. S. *et al.* Assessing the influence of wheelchair technology on perception of participation in spinal cord injury. **Arch Phys Med Rehabil.**, Philadelphia, v. 85, n. 11, p. 1854 -1858, Nov. 2004. Disponível em:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999304004769?via%3Dihub>. 12182. Acesso em: 15 ago. 2020.

CHEN, J. J. G.; KO, M.D. The Disability Index analysis system via an ergonomics, expert systems, and multiple attribute decision-making process. **Int J Ind Ergon.**, Amsterdam, v. 13, p. 317-335, 1994.

CHI, C.F. A study on job placement for handicapped workers using job analysis data. **Int J Ind Ergon.**, Amsterdam, v. 24, p. 337- 351,1999.

Clinical Biomechanics, Volume 1, Issue 3, 1986, Pages 135-139, ISSN 0268-0033,

COGRAVE M.J.; ROSE L.S. A specialist seating assessment clinic: changing pressure relief practice. **Spinal Cord.**, Basingstoke, v. 41, n. 12, p.692-695, Dec.

2003. Disponível em: <https://www.nature.com/articles/3101527>. Acesso em: 18 set. 2020.

CONTE, M. La conception pour tous: une approche encore écartée en France. *In*: PROCEEDINGS OF 17ÈMES ENTRETIENS DE L'INSTITUT GARCHES. 17., 2004. [S.l.]. **Proceedings** [...]. [ S.l.: s.n.], 2004. p. 23-28.

COOK, A. M.; POLGAR, J. M. **Assistive Technologies: Principles and Practice**. 4.ed. [S.l.]: Elsevier/Mosby, 2015

COOPER, R. A. SMARTWheel: From Concept to Clinical Practice. **Prosthet. Orthot. Int.**. Hellerup, v. 33, n.3, p. 198-209, 2009. Disponível em:

<https://journals.sagepub.com/doi/full/10.1080/03093640903082126>. Acesso em: 12 ago. 2020.

COOPER, R. A. **Wheelchair Selection and Configuration**. New York: Demos Medical, 1998.

COOPER, R.A. *et al.* Engineering Better Wheelchairs to Enhance Community Participation. **IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.**, [s. l.], v. 14, n. 4, p. 438-455, Dec. 2006. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4032743>. Acesso em: 18 nov. 2020.

CORNER, L.; BRITAIN, K.; BOND, J. Social aspects of ageing. **J Womens Health.**, [s.l.], v. 3, n. 2, p. 78-80, 2006. Disponível em:

<https://doi.org/10.1383/wohm.2006.3.2.78>. Acesso em: 28 jan. 2020.

COSTA, P.C.R. **O Design de Customização das Cadeiras de Rodas**. Tese (Doutorado em Design) - Faculdade de Arquitectura de Lisboa, Universidade de Lisboa, Lisboa, 2012. Disponível em: <https://www.repository.utl.pt/handle/10400.5/5643>. Acesso em: 12 out. 2020.

CURTIS, K. A. *et al.* Shoulder Pain in Wheelchair Users with Tetraplegia and Paraplegia. **Arch Phys Med Rehabil.**, Philadelphia, v.80, n.4, p.453 - 457, Apr.1999. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S000399939990285X?via%3Dihub>. Acesso em: 18 set. 2020.

de Klerk R, Vegter RJK, Goosey-Tolfrey VL, Mason BS, Lenton JP, Veeger DHEJ, van der Woude LHV. Measuring Handrim Wheelchair Propulsion in the Lab: A Critical Analysis of Stationary Ergometers. **IEEE Rev Biomed Eng.** 2020;13:199-211. doi: 10.1109/RBME.2019.2942763. Epub 2019 Oct 31. PMID: 31675342.

DELGADO GARCÍA, J. C.; INSTITUTO DE TECNOLOGIA SOCIAL (orgs.). **Livro Branco da Tecnologia Assistiva no Brasil**. São Paulo: ITS BRASIL. 2017.  
DESMET, P. M. A.; DIJKHUIS E. A wheelchair can be fun: a case of emotion-driven design. *In: PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL CONFERENCE ON DESIGNING PLEASURABLE PRODUCTS AND INTERFACES.3.*, 2003, Pittsburgh. **Proceedings** [...]. New York: Association for Computing Machinery. 2003. p. 23-26.

DESROCHES, G. *et al.* Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. **Clin Biomech.**, Oxford, v. 25, n. 4, p.299-306, May, 2010. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003309002988?via%3Dihub>. Acesso em: 18 set. 2020.

DIERUF, K.; EWER, L.; BONINGER, D. The natural-fit handrim: factors related to improvement in symptoms and function in wheelchair users. **J Spinal Cord Med.**, Abingdon, v.31, p.578-585, 2008. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2607131/J>. Acesso em: 18 mar. 2020

DYSTERHEFT, J. L.; RICE, I. M.; RICE, L. A. Influence of handrim wheelchair propulsion training in adolescent wheelchair users, a pilot study. **Front Bioeng Biotechnol.**, Lausanne, v. 3, p. 68, May, 2015. Disponível em: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fbioe.2015.00068/full>. Acesso em: 19 out. 2020.

ELLEGAST, R. P. *et al.* Comparison of four specific dynamic office chairs with a conventional office chair: impact upon muscle activation, physical activity and posture. **Appl Ergon.**, Oxford, v. 43, n.2, p. 296 – 307, Mar. 2012. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003687011000780?via%3Dihub>. Acesso em: 15 out. 2018.

ENGSTRÖM, B. **Ergonomic seating: a true challenge : seating and mobility for the physically challenged : risks and possibilities when using wheelchairs**. Sweeden: Posturalis Books, 2002.

ERIKSSON, J.; JOHANSSON, G. Adaptation of workplaces and homes for disabled people using computer-aided design. **Int J Ind Ergon.**, Amsterdam, v. 17, p. 153-162, 1996.

GAINES, R. F.; LA, W. H. Users' responses to contoured wheelchair handrims. **J Rehabil Res Dev.**, Baltimore, v. 23, n. 3, p. 57-62, 1986. Disponível em: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/86/23/3/pdf/gaines.pdf>. Acesso em: 28 mar. 2020

GELLMAN, H. *et al.* Carpal tunnel syndrome in paraplegic patients. **J Bone Joint Surg Am.**, Boston, v. 70, n.4, p. 517-519, Apr. 1988. Disponível em: <https://europepmc.org/article/med/3356717>. Acesso em: 18 jul. 2020.

GERHART, K. A. *et al.* Long-term spinal cord injury: functional changes over time. **Arch Phys Med Rehabil.**, Philadelphia, v. 74, n. 10, p. 1030–1034, Oct. 1993. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/000399939390057H?via%3Dihub>. Acesso em: 18 set. 2020.

Gil-Agudo A, Del Ama-Espinosa A, Pérez-Rizo E, Pérez-Nombela S, Crespo-Ruiz B. Shoulder joint kinetics during wheelchair propulsion on a treadmill at two different speeds in spinal cord injury patients. *Spinal Cord*. 2010 Apr;48(4):290-6. doi: 10.1038/sc.2009.126. Epub 2009 Sep 22. PMID: 19773798.

GOOSEY, V.L.; CAMPBELL, I.G.; FOWLER, N.E. Effect of push frequency on the economy of wheelchair racers. **Med Sci Sports Exerc.**, Hagerstown, v. 32, n.1, p.174-181, 2000. Disponível em: <https://europepmc.org/article/med/10647546>. Acesso em: 23 mar. 2019.

GOOSEY-TOLFREY, V. L.; TOLFREY, K. The oxygen uptake-heart rate relationship in trained female wheelchair athletes. **J Rehabil Res Dev.**, Baltimore v. 41, n.3b, p. 415-420, May, 2004. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15543459/>. Acesso em: 23 mar. 2019.

GORCE, P.; LOUIS, N. Wheelchair propulsion kinematics in beginners and expert users: influence of wheelchair settings. **Clin Biomech.**, Bristol, v. 27, n.1, p. 7-15, Jan. 2012. Disponível em: [https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268-0033\(11\)00192-6](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268-0033(11)00192-6). Acesso em: 19 out. 2019.

GRAY, J. A.; ZIMMERMAN, J. L.; RIMMER, J. H. Built environment instruments for walkability, bikeability and recreation: disability and universal design relevant? **Disabil Health J.**, New York, v. 5, n. 2, p. 87-101, Apr. 2012. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22429543/>. Acesso em: 19 out. 2019.

GROOT, S. de; VAN DER WOUDE, L. H. V.; VEGTER, R. J. Effect of wheelchair mass, tire type and tire pressure on physical strain and wheelchair propulsion technique. **Med Eng Phys.**, Oxford, v. 35, n.10, p. 1476-1482, Oct. 2013. Disponível em: [encurtador.com.br/dkoB9](http://encurtador.com.br/dkoB9). Acesso em: 15 ago. 2020.

GROOT, S. *et al.* Consequence of feedback-based learning of an effective hand rim wheelchair force production on mechanical efficiency. **Clin Biomech.**, Oxford, v.17, n. 3, p. 219 - 226, Mar. 2002. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003302000050?via%3Dihub>. Acesso em: 25 fev. 2021.

GROOT, S. *et al.* WHEEL-I: development of a wheelchair propulsion laboratory for rehabilitation. **J Rehabil Med.**, Stockholm, v. 46, n. 6, p. 493-503, Jun. 2014.

Disponível em:

<https://www.medicaljournals.se/jrm/content/abstract/10.2340/16501977-1812>.

Acesso em: 18 set. 2020.

HAMBERG-VAN REENEN, H. H. *et al.* Does musculoskeletal discomfort at work predict future musculoskeletal pain?. **Ergonomics**, London, v. 51, n. 5, p. 637- 648, May, 2008. Disponível em:

<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00140130701743433>. Acesso em: 12 out. 2020.

HILBERS, P. A.; WHITE, T. P. Effects of wheelchair design on metabolic and heart rate responses during propulsion by persons with paraplegia. **Phys Ther.**, Alexandria, v. 67, n. 9, p. 1355-1358. Sept. 1999. Disponível em:

<https://academic.oup.com/ptj/article-abstract/67/9/1355/2728242?redirectedFrom=fulltext>. Acesso em: 19 out. 2019.

HOGETOP, L.; SANTAROSA, L. M. C., Tecnologias Assistivas: viabilizando a acessibilidade ao potencial individual. **Rev. Inf. Educ: Teoria, Prática.**, Porto Alegre, v. 5, n. 2, p. 103- 117, 2002. Disponível em:

<https://seer.ufrgs.br/InfEducTeoriaPratica/article/view/5277/3487>. Acesso em: 19 out. 2019.

HOSSEINI, S. M. *et al.* Manual wheelchair skills capacity predicts quality of life and community integration in persons with spinal cord injury. **Arch Phys Med Rehabil.**, Philadelphia, v.93, n. 2, p. 2237-2243, Dec. 2012. Disponível em:

[https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003-9993\(12\)00396-6](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003-9993(12)00396-6). Acesso em: 19 out. 2020.

Howarth, S.J., Polgar, J.M., Dickerson, C.R., Callaghan, J.P.: Trunk muscle activity during wheelchair ramp ascent and the influence of a geared wheel on the demands of postural control. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 91(3), 436–442 (2010)

HSIN-YI LIU *et al.* Evaluation of aluminum ultralight rigid wheelchairs versus other ultralight wheelchairs using ANSI/RESNA standards. **J Rehabil Res Dev.**, [s.l.], v. 47, n. 5, p. 441–455, 2010. Disponível em:

<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=aph&AN=55199907&lang=pt-br&site=ehost-live>. Acesso em: 23 mar. 2019. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(86\)90003-3](https://doi.org/10.1016/0268-0033(86)90003-3).

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Nota técnica**

**01/2018:** releitura dos dados de pessoas com deficiência no Censo Demográfico 2010 à luz das recomendações do Grupo de Washington. Rio de Janeiro: IBGE, 2018. Disponível em:

[https://ftp.ibge.gov.br/Censos/Censo\\_Demografico\\_2010/metodologia/notas\\_tecnicas/nota\\_tecnica\\_2018\\_01\\_censo2010.pdf](https://ftp.ibge.gov.br/Censos/Censo_Demografico_2010/metodologia/notas_tecnicas/nota_tecnica_2018_01_censo2010.pdf). Acesso em: 15 nov. 2019.

INSTITUTO DE PESQUISA ECONÔMICA APLICADA. III Conferência Nacional Dos Direitos Da Pessoa Com Deficiência “Um olhar através da Convenção sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência da ONU: Novas perspectivas e desafios”. Brasília, DF: IPEA, 2012. Disponível em:



[https://www.ipea.gov.br/participacao/images/pdfs/conferencias/CNDPD\\_III/textobase.pdf](https://www.ipea.gov.br/participacao/images/pdfs/conferencias/CNDPD_III/textobase.pdf). Acesso em: 19 jul. 2020.

JUI-TE, L.; SPRIGLE, S. The influence of operator and wheelchair factors on wheelchair propulsion effort. **Disabil Rehabil Assist Technol.**, Abingdon, v.15, n. 3, p. 328-335, 2020. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/10.1080/17483107.2019.1578425>. Acesso em: 19 out. 2020.

KAMIL, N. S.; DAWAL, S. Z. Effect of postural angle on back muscle activities in aging female workers performing computer tasks. **J Phys Ther Sci.**, Moroyama, v. 27, n. 6, p. 1967-1970, Jun. 2015. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4500022/>. Acesso em: 15 nov. 2019.  
KARMAKAR, U. K. Biological Investigations of Dried Fruit of Solanum nigrum Linn. **S. J. Pharm. Sci.**, [s.l.], v. 3, n. 1, p. 38-45, 2011. Disponível em: <https://www.banglajol.info/index.php/SJPS/article/view/6796>. Acesso em: 18 jul. 2020.

KARMAKAR, A. M. *et al.* Manual wheelchair-related mobility characteristics of older adults in nursing homes. **Disabil Rehabil Assist Technol.**, London, v. 5, n. 6, p. 428-437, Sep. 2010. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.3109/17483107.2010.481346?journalCode=iidt20>. Acesso em: 18 out. 2019.

KEATES, S. *et al.* Towards a Practical Inclusive Design Approach. *In*: PROCEEDINGS ON THE 2000 CONFERENCE ON UNIVERSAL USABILITY. 1., 2000, Arlington. **Proceedings** [...]. New York: ACM, 2000. p. 45-52. Disponível em: <https://dl.acm.org/doi/10.1145/355460.355471>. Acesso em: 12 out. 2020.

Keeler L, Kirby RL, Parker K, McLean KD, Hayden JA. Effectiveness of the Wheelchair Skills Training Program: a systematic review and meta-analysis. **Disabil Rehabil Assist Technol.** 2019 May;14(4):391-409. doi: 10.1080/17483107.2018.1456566. Epub 2018 Apr 4. PMID: 29616832.

KIRBY, R. *et al.* The manual wheelchair-handling skills of caregivers and the effect of training. **Arch Phys Med Rehabil.**, Philadelphia, v. 85, n.12, p. 2011-2019, Dec. 2004. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4500022/>. Acesso em: 15 mar. 2020.

KIRBY, R. L. *et al.* The Wheelchair Skills Test: a pilot study of a new outcome measure. **Arch Phys Med Rehabil.**, Philadelphia, v.83, n. 1, p. 10-18, Jan. 2002. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999302899956>. Acesso em: 19 out. 2020.

KIRBY, R. Lee *et al.* The manual wheelchair wheelie: a review of our current understanding of an important motor skill. **Disabil Rehabil Assist Technol.**, Abingdon, v. 1, n. 1-2, p. 119-127, Jul. 2006. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/09638280500167605>. Acesso em: 19 out. 2020.

KITTEL, A.; DI MARCO, A.; STEWART, H. Factors influencing the decision to abandon manual wheelchairs for three individuals with a spinal cord injury. **Disabil Rehabil Assist Technol.**, London, v. 24, n.1/2/3, p.106-114, 2002.

KUMAR, S. Rehabilitation: an ergonomic dimension. **Int J Ind Ergon.**, Amsterdam, v. 9, n. 2, p. 97-108, Feb.1992. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/016981419290106A>. Acesso em: 19 out. 2019.

KWON, M. S. *et al.* Electromyography comparison of normal chair-desk system and assistant chair-desk system on fatigue. **J Phys Ther Sci.**, Moroyama, v. 27, n. 10, p. 3171-3175, Oct. 2015. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4668159/>. Acesso em: 15 nov. 2019.

LALUMIERE, M. *et al.* Upper extremity kinematics and kinetics during the performance of a stationary wheelie in manual wheelchair users with a spinal cord injury. **J Appl Biomech.**, Champaign, v. 30, n. 4, p. 574-580, 2014. Disponível em: <https://journals.humankinetics.com/view/journals/jab/30/4/article-p574.xml>. Acesso em: 18 mar. 2021.

LANUTTI, J. N. L. *et al.* The Significance of Manual Wheelchairs: A Comparative Study on Male and Female Users. **Proc. Manufacturing**, [s.l.], v. 3, p. 6079-6085, 2015. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4500022/>. Acesso em: 15 nov. 2019.

LAROCHE, B. **Design pour tous**: Etat des lieux. Saint Etienne Métropole: [s.n.], 2004.

LENTON, J. P. *et al.* Hand-rim forces and gross mechanical efficiency in asynchronous and synchronous wheelchair propulsion: a comparison. **Int J Sports Med.**, Stuttgart, v. 35, n. 3, p. 223-231, 2014. Disponível em: <https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/abstract/10.1055/s-0033-1345178>. Acesso em: 19 out. 2020.

LEWIS, J. R. Usability Testing. *In*: SALVENDY, G. (ed.) **Handbook of Human Factors and Ergonomics**, New York: John Wiley, 2006. p. 1275–1316.

LIN, J.T.; SPRIGLE, S. The influence of operator and wheelchair factors on wheelchair propulsion effort. **Disabil Rehabil Assist Technol.**, Abingdon, v. 15, n.3, p. 328-335, Apr. 2020. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/17483107.2019.1578425?journalCode=iidt20>. Acesso em: 15 mar. 2021.

LÖBACH, B. **Design industrial**: bases para a configuração dos produtos industriais. Tradução: Freddy Va n Camp. Rio de Janeiro: Editora Edgard Blücher Ltda, 2001.

LOUIS, N.; GORCE, P. Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: Influence of wheelchair configuration. **Clin Biomech.**, Bristol, v. 25, n. 9, p. 879-885, Nov. 2010. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003310001956?via%3Dihub>. Acesso em: 22 mar. 2020.

LOUIS, N; GORCE, P. Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: Influence of wheelchair configuration. **Clinical Biomech.**, Bristol, v. 25, n. 9, p. 879-885, 2010. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003310001956>. Acesso em: 23 mar. 2019.

Lui, J., MacGillivray, M.K., Sheel, A.W., Jeyasurya, J., Sadeghi, M., Sawatzky, B.J.:LUNDQVIST, C. *et al.* Spinal cord injuries: cooper, functional, and emotional status. **Spine**, Hagerstown, v.16, n. 1, p. 78-83, Jan. 1991.

MACGILLIVRAY, M. K. *et al.* Effects of Motor Skill-Based Training on Wheelchair Propulsion Biomechanics in Older Adults: A Randomized Controlled Trial, **Arch Phys Med Rehabil.**, Philadelphia, v. 101, n.1, p. 1-10, 2020. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999319310494>. Acesso em: 18 mar. 2021.

MACPHEE, A. H. *et al.* The effect of knee-flexion angle on wheelchair turning. **Med Eng Phys.**, Oxford, v. 23, n. 4, p. 275-283, May, 2001. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1350453301000248>. Acesso em: 19 out. 2019.

MAGILL, R. A. **Motor Learning: Concepts and Applications.** New York: McGraw-Hill, 2001.

Mason BS, van der Woude LH, Goosey-Tolfrey VL. The ergonomics of wheelchair configuration for optimal performance in the wheelchair court sports. *Sports Med.* 2013 Jan;43(1):23-38. doi: 10.1007/s40279-012-0005-x. PMID: 23315754.

MATTOS, L. M. de *et al.* Personalidade de produtos assistivos e proposta de escala de agradabilidade de cores em muletas axilares. *In: ANAIS DO CONGRESSO BRASILEIRO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO EM DESIGN.* 12., 2016, São Paulo. **Anais [...].** São Paulo: Blucher, 2016.p. 5271-5282. Disponível em: <https://www.proceedings.blucher.com.br/article-details/personalidade-de-produtos-assistivos-e-proposta-de-escala-de-agradabilidade-de-cores-em-muletas-axilares-24688>. Acesso em: 19 out. 2019.

Mechanical efficiency of two commercial lever-propulsion mechanisms for manual

MEDOLA F.O. *et al.* Aspects of Manual Wheelchair Configuration Affecting Mobility: A Review. **J Phys Ther Sci.**, Moroyama, v. 26, n. 2, p. 313-318, Feb. 2014a. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3944313/>. Acesso em: 22 mar. 2020.

MEDOLA, F. O. *et al.* Partitioning kinetic energy during freewheeling wheelchair maneuvers. **IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.**, Piscataway, v. 22, n. 2, p. 326-333, Mar. 2014b. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6656838/authors#authors>. Acesso em: 19 out. 2019.

MEDOLA, F. O.; ELUI, V. M. C.; FORTULAN, C. A. Ergonomia no projeto e desenvolvimento de um aro de propulsão manual para cadeira de rodas. **RBits** ., Natal, v. 2, n. 1, p. 2236-1103, jun. 2012. Disponível em: <https://periodicos.ufrn.br/reb/article/view/1904>. Acesso em: 28 mar. 2020.

MEDOLA, F. O.; PASCHOARELLI, L. C. Design e Deficiência: História, Conceitos e Perspectivas. *In*: ANDRADE, A. B. P. *et al.* (org.). **Ensaio em Design**: Práticas Interdisciplinares. Bauru: Canal 6, 2014, p. 126-135.

MEDOLA, F. O.; SPRIGLE, S. Avaliação da inércia rotacional de cadeira de rodas manual: implicações para o design ergonômico. *In*: ANAIS DO CONGRESSO BRASILEIRO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO EM DESIGN. 11., 2014. Gramado. **Anais** [...]. São Paulo: Blucher Design Proceedings, v.1, n.4, 2014.p. 2498-2509. Disponível em: <https://www.proceedings.blucher.com.br/article-details/avaliao-da-inrcia-rotacional-de-cadeira-de-rodas-manual-implicaes-para-o-design-ergonmico-12840>. Acesso em: 19 out. 2019.

MEDOLA, F.O. **Projeto conceitual e protótipo de uma cadeira de rodas servo-assistida**. 2013. Tese (Doutorado em Bioengenharia) - Universidade de São Paulo, São Carlos, 2013. Disponível em: <https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/82/82131/tde-07102013-155234/pt-br.php>. Acesso em: 12 out. 2018.

MEYERS, A. R. *et al.* Barriers, facilitators, and access for wheelchair users: substantive and methodologic lessons from a pilot study of environmental effects. **Soc Sci Med**, Oxford, v. 55, n. 8, p. 1435-1446, Oct. 2002. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0277953601002696>. Acesso em: 19 out. 2020.

Michael L. Boninger, Aaron L. Souza, Rory A. Cooper, Shirley G. Fitzgerald, Alicia M. Koontz, Brian T. Fay, Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Volume 83, Issue 5, 2002, Pages 718-723, ISSN 0003-9993, <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.32455>.

Michael L. Boninger, Aaron L. Souza, Rory A. Cooper, Shirley G. Fitzgerald, Alicia M. Koontz, Brian T. Fay, Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Volume 83, Issue 5, 2002, Pages 718-723, ISSN 0003-9993, <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.32455>.

MISCH, J.; HUANG, M.; SPRIGLE, S. Modeling manual wheelchair propulsion cost during straight and curvilinear trajectories. **PloS one**., San Francisco, v. 15, n. 2, p.1-22, Jun. 2020. Disponível em: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0234742>. Acesso em: 19 out. 2019.

MOON, Y. *et al.* Variability of peak shoulder force during wheelchair propulsion in manual wheelchair users with and without shoulder pain. **Clin Biomech.**, Bristol, v. 28, p.1-16, 2013. Disponível em:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3858527/pdf/nihms531989.pdf>. Acesso em: 18 out. 2019.

MORTENSON, W.; MILLER, W. C.; AUGER, C. Issues for the selection of wheelchair-specific activity and participation outcome measures: a review. **Arch Phys Med Rehabil.**, Philadelphia, v. 89, p. 1177–1186, 2008.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. **Classificação Internacional das Deficiências, Incapacidades e Desvantagens (handicaps)**: um manual de classificação das conseqüências das doenças. Lisboa: OMS, 1989.

ORGANIZAÇÃO PAN-AMERICANA DE SAÚDE. 53º Conselho Diretor. 66ª Sessão do Comitê Regional da OMS para as Américas. **Plano de ação sobre deficiências e reabilitação**. Washington, D.C.: Paho, 2014. Disponível em: <https://www.paho.org/hq/dmdocuments/2014/CD53-7-p.pdf>. Acesso em: 15 nov. 2019.

OSTERTHUN, R. *et al.* Causes of death following spinal cord injury during inpatient rehabilitation and the first five years after discharge. A Dutch cohort study. **Spinal Cord.**, Basingstoke, v. 52, n. 6, p.483 – 488, Jun. 2014. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/17483107.2016.1178819?journalCode=iidt20>. Acesso em: 19 out. 2019.

PARALYZED VETERANS OF AMERICA CONSORTIUM FOR SPINAL CORD MEDICINE. Preservation of upper limb function following spinal cord injury: a clinical practice guideline for health-care professionals. **J Spinal Cord Med.**, Abingdon, v. 28, n. 5, p. 434-470, 2005. Disponível em: 10.1080/10790268.2005.11753844 . Acesso em: 18 mar. 2021.

PASCHOARELLI, L. C. ; SILVA, J. C. P. da . Design ergonômico: uma revisão dos seus aspectos metodológicos. **Conexão**, Caxias do Sul, v. 5, n.10, p. 198-213, 2006. Disponível em: <http://www.ucs.br/etc/revistas/index.php/conexao/article/view/223>. Acesso em: 25 out. 2018.

PASCHOARELLI, L. C. **Usabilidade aplicada ao design ergonômico de transdutores de ultra-sonografia**: uma proposta metodológica para avaliação e análise do produto. 2003. Tese (Doutorado em Ciências Exatas e da Terra) - Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2003. Disponível em: <https://repositorio.ufscar.br/handle/ufscar/3311?show=full>. Acesso em: 25 out. 2018.

Pazamino, A., V. Como se cria: 40 métodos para design de produtos. São Paulo: Blucher, 2015.

PHILLIPS, P., L. A Briefing: Gestão do projeto de Design. Tradução Itiro lida; revisão técnica Whang Pontes Teixeira. São Paulo: Editora Blucher, 2007.

PLOS, O.; S. BUISINE, S. Universal Design for mobile phones: a case study. *In*: PROCEEDINGS OF CONFERENCE ON HUMAN FACTORS IN COMPUTING SYSTEMS. 6., 2006. Montréal. **Proceedings** [...]. Québec: ACM, 2006. p.22-27.

POPE, D.; BRAMBRA, C. Has the Disability Discrimination Act closed the employment gap? **Disabil Rehabil.**, [s.l.], v. 27, n. 10, p. 1261-1266, 2005. Disponível em:

<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/09638280500075626?scroll=top&needAccess=true>. Acesso em: 15 out. 2020.

Pradon D, Pinsault N, Zory R, Routhier F. Could mobility performance measures be used to evaluate wheelchair skills? *J Rehabil Med* 2012; 44: 276–279.

PREECE, J.; ROGERS, Y.; SHARP, H. **Interaction design**: Beyond human-computer interaction. New York : John Wiley & Sons, 2002. p. 9-13.

PREISER, W. F. E.; OSTROFF, E. **Universal Design Handbook**. New York: McGraw-Hill Professional, 2001.

Pruitt, John S. and Jonathan T. Grudin. "Personas: practice and theory." *DUX '03* (2003).

Qi L, Zhang L, Lin XB, Ferguson-Pell M. Wheelchair propulsion fatigue thresholds in electromyographic and ventilatory testing. *Spinal Cord*. 2020 Oct;58(10):1104-1111. doi: 10.1038/s41393-020-0470-2. Epub 2020 May 4. PMID: 32367012.

RAMMER, J. R.; RIEDEL, S. A.; HARRIS, G.F. A Portable, Low-Cost Wheelchair Ergometer Design Based on a Mathematical Model of Pediatric Wheelchair Dynamics. *In: REHABILITATION ENGINEERING AND ASSERTIVE TECHNOLOGY SOCIETY OF NORTH AMERICA (RESNA)*. 13., 2015, Arlington. **Proceedings** [...]. Arlington: RESNA; National Science Foundation, 2015. p. 3694-3700. Disponível em: [https://epublications.marquette.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1378&context=bioeng\\_in\\_fac](https://epublications.marquette.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1378&context=bioeng_in_fac). Acesso em: 28 jan. 2019.

RICE, L. A. *et al.* Impact of a Wheelchair Education Protocol Based on Practice Guidelines for Preservation of Upper-Limb Function: A Randomized Trial. *Arch Phys Med Rehabil.*, Philadelphia, v. 95, n.1, p. 10 -19, Jan. 2014. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999313005261?via%3Dihub>. Acesso em: 18 out. 2019.

RICHTER, W. M. *et al.* Reduced finger and wrist flexor activity during propulsion with a new flexible handrim. *Arch Phys Med Rehabil.*, Philadelphia, v. 87, n. 12, p.1643-1647, Dec. 2006. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999306013414?via%3Dihub>. Acesso em: 28 mar. 2020.

RISPIN, Karen L.; HAMM, Elisa; WEE, Joy. Discriminatory validity of the Aspects of Wheelchair Mobility Test as demonstrated by a comparison of four wheelchair types designed for use in low-resource areas. *Afr. j. disabil.* (Online), Durbanville , v. 6, p. 1-11, 2017 . Available from <[http://www.scielo.org.za/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S2226-72202017000100023&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.org.za/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2226-72202017000100023&lng=en&nrm=iso)>. access on 30 Sept. 2021. <http://dx.doi.org/10.4102/ajod.v6i0.332>.

ROCHA, A. N.D. C.; DELIBERATO, D.; ARAÚJO, R. C. T. Procedimentos para a prescrição dos recursos de tecnologia assistiva para alunos da educação infantil com paralisia cerebral. *Rev. Educ. Espec.*, Santa Maria, v. 28, n. 53, p. 691- 707, set./dez. 2015. Disponível em:

<https://periodicos.ufsm.br/educacaoespecial/article/view/14398>. Acesso em: 21 jul. 2020.

RODRIGUES, L. M. B. C. **Tecnologia assistiva no processo de inclusão da pessoa com deficiência na rede pública de ensino**. 2013. Dissertação (Mestrado em Psicologia do Desenvolvimento e Aprendizagem) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Ciências, Bauru, 2013.

ROHMER, O.; LOUVET, E. Describing persons with disability: Saliency of disability, gender, and ethnicity. **Rehabil Psychol.**, Washington, v. 54, n.1, p. 76-82, Feb. 2009. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19618706/>. Acesso em: 15 nov. 2019.

Routhier F, Vincent C, Desrosiers J, Nadeau S. Mobility of wheelchair users: a proposed performance assessment framework. *Disabil Rehabil.* 2003 Jan 7;25(1):19-34. PMID: 12554389.

ROZENDAAL, L. A.; VEEGER, H. E. J.; VAN DER WOUDE, L. H. V. The push force pattern in manual wheelchair propulsion as a balance between cost and effect. **J Biomech.**, v. 36, n. 2, p. 239-247, Feb. 2003. Disponível em: [https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929002003202?casa\\_token=06J72ZABnysAAAAA:zRGq7hfGGhq\\_9Z19jw9xluS8lic6wGILbpXHUW3nAjSt3CjVE9hSAGsf6oq\\_hm-bfv-l65yvU](https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929002003202?casa_token=06J72ZABnysAAAAA:zRGq7hfGGhq_9Z19jw9xluS8lic6wGILbpXHUW3nAjSt3CjVE9hSAGsf6oq_hm-bfv-l65yvU). Acesso em: 25 out. 2018.

SAGAWA JÚNIOR, Y. Effects of wheelchair mass on the physiologic responses, perception of exertion, and performance during various simulated daily tasks. **Arch Phys Med Rehabil.**, Philadelphia, v. 91, n.8, p.1248-1254, Aug. 2010. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999310002881>. Acesso em: 19 out. 2019.

Sagawa, Y., Jr, Watelain, E., Lepoutre, F. X., & Thevenon, A. (2010). Effects of wheelchair mass on the physiologic responses, perception of exertion, and performance during various simulated daily tasks. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(8), 1248–1254. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.05.011>.

SAKAKIBARA, B. M. *et al.* Wheelchair skills training to improve confidence with using a manual wheelchair among older adults: a pilot study. **Arch Phys Med Rehabil.**, Philadelphia, v. 94, n. 6, p.1031-1037, Jun. 2013. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23385110/>. Acesso em: 19 out. 2020.

SAMUELSSON, K. *et al.* Wheelchair seating intervention. Results from a client-centred approach. **Disabil Rehabil.**, London, v.23, n. 15, p. 677- 682, Oct. 2001. Disponível em: [https://epublications.marquette.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1378&context=bioeng\\_in\\_fac](https://epublications.marquette.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1378&context=bioeng_in_fac). Acesso em: 28 jan. 2020.

SANDNES, F. E. *et al.* **Solving grand challenges together**: a brazil-norway approach to teaching collaborative design and prototyping of assistive technologies

and products for independent living. Glasgow: Building Community; Design Education For A Sustainable Future; Design Soc, 2017.

SANGELKAR, S.; COWEN, N.; MCADAMS, D. User activity e product function association based design rules for universal products. **Des Stud.**, [s.l.], v. 33, n. a, p. 85-110, 2012. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142694X11000408>. Acesso em: 19 out. 2019.

SANTOS, A. D. P. dos. **Tecnologia assistiva para pessoas com deficiência visual**: avaliação da eficiência de dispositivos para mobilidade pessoal. Dissertação (Mestrado em Design) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Arquitetura, Artes, Comunicação e Design, Bauru, 2019. Disponível em: <https://repositorio.unesp.br/handle/11449/181124>. Acesso em: 21 jul. 2020.

SANTOS, R. F. dos *et al.* Tecnologia assistiva e suas relações com a qualidade de vida de pessoas com deficiência. **Rev. Ter. Ocup. Univ. São Paulo.**, São Paulo, v. 28, n. 1, p. 54-62, 2017. Disponível em: <https://www.revistas.usp.br/rto/article/view/107567>. Acesso em: 21 jul. 2020.

Sawatzky B, Hers N, MacGillivray MK. Relationships between wheeling parameters and wheelchair skills in adults and children with SCI. *Spinal Cord*. 2015 Jul;53(7):561-4. doi: 10.1038/sc.2015.29. Epub 2015 Feb 17. PMID: 25687512.

SCHOTTLER, J. *et al.* Training Youth With SCI to Improve Efficiency and Biomechanics of Wheelchair Propulsion: A Pilot Study. **Top Spinal Cord Inj Rehabil.**, St. Louis, v. 25, n. 2, p. 157-163, Spring, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1310/sci2502-157>. Acesso em: 28 mar. 2020.

SHREY, D. E.; BRESLIN, R. E. Disability management in industry: a multidisciplinary model for the accommodation of workers with disabilities. **Int J Ind Ergon.**, Amsterdam, v.9, p. 183-190, 1992.

SILVA, S. R. M. *et al.* Correlação entre ativação muscular e níveis de torque propulsor em diferentes tarefas de mobilidade em cadeira de rodas. **HFD**, Florianópolis, v.6, n.12, p 02-14, ago/dez., 2017. Disponível em: <https://www.periodicos.udesc.br/index.php/hfd/article/view/2316796306122017002>. Acesso em: 28 mar. 2018.

SILVA, S. R. M.; BERTOLACCINI, G. S.; PASCHOARELLI, L. C.; MEDOLA, F. O. Correlação entre ativação muscular e níveis de torque propulsor em diferentes tarefas de mobilidade em cadeira de rodas. **HFD**, v.6, n.12, p 02-14, ago/dez 2017.

SLAVENS, B. A. *et al.* Biomechanics of pediatric manual wheelchair mobility. **Front Bioeng Biotechnol.**, Lausanne, v. 3, p. 137, Sept. 2015. Disponível em: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fbioe.2015.00137/full>. Acesso em: 19 out. 2020.



SLOWIK, J. S. *et al.* The influence of wheelchair propulsion hand pattern on upper extremity muscle power and stress. **J Biomech.**, New York, v. 49, n. 9, p.1554-1561, Jun. 2016. Disponível em: [https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021-9290\(16\)30350-5](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021-9290(16)30350-5). Acesso em: 22 mar. 2020.

SMITH, E. M.; BEST, K. L.; MILLER, W.C. A condensed wheelchair skills training 'bootcamp' improves students' self-efficacy for assessing, training, spotting, and documenting manual and power wheelchair skills. **Disabil Rehabil Assist Technol.**, Abingdon, v. 15, n.4, p. 418-420, May, 2020. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30773070/>. Acesso em: 19 out. 2020.

SONENBLUM, S. E. *et al.* Validation of an accelerometer-based method to measure the use of manual wheelchairs. **Med Eng Phys.**, Oxford, v. 34, n. 6, p. 781-786, 2012. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453312001294>. Acesso em: 18 jul. 2020.

SONENBLUM, S. E.; SPRIGLE, S. Wheelchair use in ultra-lightweight wheelchair users. **Disabil Rehabil Assist Technol.**, Abingdon, v. 12, n.4, p. 396-401, May, 2017. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/17483107.2016.1178819?journalCode=iidt20>. Acesso em: 09 out. 2019.

SONENBLUM, S. E.; SPRIGLE, S.; LOPEZ, R. A. Manual wheelchair use: bouts of mobility in everyday life. **Rehabil Res Pract.**, New York, v. 2012, Jul. 2012. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3403062/>. Acesso em: 28 jan. 2020.

SPRIGLE, S. On "impact of surface type, wheelchair weight, and axle position on wheelchair propulsion by novice older adults **Arch Phys Med Rehabil.**, Philadelphia, v. 90, n. 7, p. 1073-1075, jul. 2009. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999309002792>. Acesso em: 23 mar. 2019.

SPRIGLE, S.; HUANG, M. Impact of mass and weight distribution on manual wheelchair propulsion torque. **Assist Technol.**, Philadelphia, v. 27, n. 4, p. 226-235, Winter, 2015. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/17483107.2019.1578425?journalCode=iidt20>. Acesso em: 15 mar. 2021.

SUBBARAO, J. V.; KLOPFSTEIN, M. D.; TURPIN, R. Prevalance and Impact of Wrist and Shoulder Pain in Patients With Spinal Cord Injury. **J Spinal Cord Med.**, Abingdon, v.18, n.1, p. 9–13, 1995. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7640974/>. Acesso em: 28 jan. 2020.

SUBBARAO, J. V.; KLOPFSTEIN, M. D.; TURPIN, R. Prevalance and Impact of Wrist and Shoulder Pain in Patients With Spinal COrd Injury. **J Spinal Cord Med.**, Abingdon, v.18, n.1, p. 9–13, 1994.

- TOLERICO, M. L. *et al.* Assessing mobility characteristics and activity levels of manual wheelchair users. **J Rehabil Res Dev.**, Baltimore, v. 44, n. 4, p. 561-571, 2007. Disponível em: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/07/44/4/pdf/Tolerico.pdf>. Acesso em: 12 out. 2018.
- TOLFREY, K.; GOOSEY-TOLFREY, V.; CAMPBELL, I. Oxygen uptake-heart rate relationship in elite wheelchair racers. **Eur J Appl Physiol.**, Berlin, v. 86, n.2, p.174-178, Dec. 2001. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s004210100493#citeas>. Acesso em: 23 mar. 2019.
- TOMSONE, S.; HAAK, M.; LÖFQVIST, C. Experiences of mobility device use over time: A multiple case study among very old Latvian women. **Scand J Occup Ther.**, London, v. 23, n. 1, p.67-78, Jul. 2015. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.3109/11038128.2015.1068850?journalCode=iocc20>. Acesso em: 28 jan. 2020.
- TROY, B. S. *et al.* An analysis of work posture of manual wheelchair users in the office environment. **J Rehabil Res Dev.**, Baltimore, v. 34, n. 2, p. 151-161, Apr. 1994. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9108342/>. Acesso em: 15 nov. 2019.
- VAN DER WOUDE, L. H. *et al.* Measurement of wheelchair rolling resistance with a handle bar push technique. **J Med Eng Technol.**, London, v. 27, n. 6, p. 249-258, Nov-Dec. 2003. Disponível em: [https://www.researchgate.net/publication/9021338\\_Measurement\\_of\\_wheelchair\\_rolling\\_resistance\\_with\\_a\\_handle\\_bar\\_push\\_technique](https://www.researchgate.net/publication/9021338_Measurement_of_wheelchair_rolling_resistance_with_a_handle_bar_push_technique). Acesso em: 28 mar. 2020
- VAN DER WOUDE, L. H. V.; GROOT, S. de; JANSSEN, T. W. J. Manual wheelchairs: Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. **Med Eng Phys.**, Oxford, v. 28, n. 9, p. 905-915, Nov. 2006. Disponível em: [https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453305002560?casa\\_token=UwVhpTOadRAAAAAA:zCqSYt3ZltXZoG8FmzPz0p406UvDOrrZPpBpqFpPCBWcG\\_t8WDhEDAapDoPgtgKm4eIBXY8jzzY](https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453305002560?casa_token=UwVhpTOadRAAAAAA:zCqSYt3ZltXZoG8FmzPz0p406UvDOrrZPpBpqFpPCBWcG_t8WDhEDAapDoPgtgKm4eIBXY8jzzY). Acesso em: 28 mar. 2020.
- VANDERHEIDEN, G. C. Design for people with functional limitations resulting from disability, aging and circumstance. *In*: SALVENDY, G. (ed.), **Handbook of Human Factors and Ergonomics**. New York: Wiley, 1997. p. 2010-2052.
- VERELLEN, J.; THEISEN, D.; VANLANDEWIJCK, Y. Influence of crank rate in hand cycling. **Med Sci Sports Exerc.**, Madison, v. 36, n. 10, p. 1826-1831, Oct. 2004. Disponível em: [https://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2004/10000/Influence\\_of\\_Crank\\_Rate\\_in\\_Hand\\_Cycling.24.aspx](https://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/2004/10000/Influence_of_Crank_Rate_in_Hand_Cycling.24.aspx). Acesso em: 18 mar. 2021.
- WAONGENNGARM, P.; RAJARATNAM, B. S.; JANWANTANAKUL, P. Perceived body discomfort and trunk muscle activity in three prolonged sitting postures. **J Phys Ther Sci.**, Moroyama, v. 27, n. 7, p. 2183 – 2187, Jul. 2015. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4540846/>. Acesso em: 15 nov. 2019.
- WEI, S. *et al.* Wrist kinematic characterization of wheelchair propulsion in various seating positions: implication to wrist pain. **Clin Biomech.**, Bristol, v. 18, n. 6, p. S46-S52, 2003. Disponível em: [https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003303000846?casa\\_token=](https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003303000846?casa_token=)

0YZYF7q1wBEAAAAA:zHXI\_gmkb-  
HoRjNnoKdawv5Hf\_Lr3NQ2Wf80hHzcXdg4rnjNzAZPWfIGLfgbX79pyZ-yVT2OOdA.  
Acesso em: 12 ago. 2020.  
wheelchair locomotion. *J. Rehabil. Res. Dev.* 50(10), 1363–1372 (2013).

Winter DA. Electromyogram recording, processing, and normalization: procedures and considerations. *J Hum Muscle Perform.* 1991;1(2):5–15.

WINTER, D. A. Electromyogram recording, processing, and normalization: procedures and considerations. *J Hum Muscle Perform.*, [s.l.], v. 1, n.2, p. 5-15, 1991.

WOBBROCK, J. O. *et al.* Ability-based design: Concept, principles and examples. **ACM Trans Access Comput.**, New York, v. 3, n. 3, 1-27, Apr. 2011. Disponível em: [https://dl.acm.org/doi/abs/10.1145/1952383.1952384?casa\\_token=\\_sJijR4B6hoAAA%3AAshpB0qPBKuXLiGcsGzQ\\_3GtSrUhi2M1SQYwLh-X7tmOn3rFZUVbNvW5PeAOeClznA6l9BhNIGAx\\_zg](https://dl.acm.org/doi/abs/10.1145/1952383.1952384?casa_token=_sJijR4B6hoAAA%3AAshpB0qPBKuXLiGcsGzQ_3GtSrUhi2M1SQYwLh-X7tmOn3rFZUVbNvW5PeAOeClznA6l9BhNIGAx_zg). Acesso em: 19 out. 2019.

Wobbrock, J. O., Findlater, L., Gergle, D., & Higgins, J. J. (2011, May). The aligned rank transform for nonparametric factorial analyses using only anova procedures. In Proceedings of the SIGCHI conference on human factors in computing systems. ACM, 143-146.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Pautas para el suministro de sillas de ruedas manuales en entornos de menores recursos.** Ginebra: WHO; ISPO; USAID, 2008. Disponível em: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/43981>. Acesso em: 15 nov. 2019.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. The World Bank. **Relatório mundial sobre a deficiência.** Tradução de Lexicus Serviços Lingüísticos. São Paulo: SEDPcD, 2012. Disponível em: [https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/44575/9788564047020\\_por.pdf?sequence=4&isAllowed=y](https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/44575/9788564047020_por.pdf?sequence=4&isAllowed=y). Acesso em: 15 nov. 2019.

YOSHIMASA, M.; SHINICHI, D.; YOSHIHARU, T. Physiological Stress Assessments based on Salivary  $\alpha$ -amylase Activity and Secretory Immunoglobulin A levels in Wheelchair-dependent Individuals with Congenital Physical Disabilities. **J Appl Med Sci.**, [s.l.], v. 2, n. 3, p. 49-59, 2013. Disponível em: [http://www.sciencypress.com/Upload/JAMS/Vol%202\\_3\\_6.pdf](http://www.sciencypress.com/Upload/JAMS/Vol%202_3_6.pdf). Acesso em: 19 out. 2020.

ZEPEDA R.; CHAN F.; SAWATZKY, B. The effect of caster wheel diameter and mass distribution on drag forces in manual wheelchairs. **J Rehabil Res Dev.**, Baltimore, v. 53, n. 6, p. 893–900, 2016. Disponível em: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=4bc37ade-1a18-4a61-ac70-cd8eeb3a8212%40sessionmgr4006>. Acesso em: 15 ago. 2020.

ZUKOWSKI, L. A. *et al.* Wheelchair ergonomic hand drive mechanism use improves wrist mechanics associated with carpal tunnel syndrome. **J Rehabil Res Dev.**,

Baltimore, v. 51, n. 10, p. 1515, 2014. Disponível em:  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4584408/>. Acesso em: 23 mar. 2019



## **APÊNDICE A**

## **ANEXO A**



MINISTÉRIO DA SAÚDE - Conselho Nacional de Saúde - Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP

## FOLHA DE ROSTO PARA PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS

1. Projeto de Pesquisa: Gastos Metabólicos e Forças de Propulsão em Diferentes Tarefas de Mobilidade com Cadeiras de Rodas Manuais			
2. Número de Participantes da Pesquisa: 40			
3. Área Temática:			
4. Área do Conhecimento: Grande Área 4. Ciências da Saúde, Grande Área 6. Ciências Sociais Aplicadas			
<b>PESQUISADOR RESPONSÁVEL</b>			
5. Nome: Guilherme da Silva Bertolaccini			
6. CPF: 399.189.958-23		7. Endereço (Rua, n.º): MARIO MANOEL SALES ALGODOAL NOVO JARDIM PAGANI 1-81 BAURU SAO PAULO 17024240	
8. Nacionalidade: BRASILEIRO		9. Telefone: (14) 3239-1698	10. Outro Telefone:
		11. Email: guilhermibertolaccini@gmail.com	
<p>Termo de Compromisso: Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Resolução CNS 466/12 e suas complementares. Comprometo-me a utilizar os materiais e dados coletados exclusivamente para os fins previstos no protocolo e a publicar os resultados sejam eles favoráveis ou não. Aceito as responsabilidades pela condução científica do projeto acima. Tenho ciência que essa folha será anexada ao projeto devidamente assinada por todos os responsáveis e fará parte integrante da documentação do mesmo.</p>			
Data: <u>30 / 07 / 2018</u>		 Assinatura	
<b>INSTITUIÇÃO PROPONENTE</b>			
12. Nome: UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO		13. CNPJ: 48.031.918/0029-25	14. Unidade/Órgão:
15. Telefone: (14) 3103-6000		16. Outro Telefone:	
<p>Termo de Compromisso (do responsável pela instituição): Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Resolução CNS 466/12 e suas Complementares e como esta instituição tem condições para o desenvolvimento deste projeto, autorizo sua execução.</p>			
Responsável: <u>Prof. Dr. Marcelo Carboni Carraro</u>		CPF: <u>112.978.098-82</u>	
Cargo/Função: <u>Diretor FAAC</u>		 Assinatura	
Data: <u>30 / 07 / 2018</u>			
<b>PATROCINADOR PRINCIPAL</b>			
Não se aplica.			



## 4 Forespørsel om deltakelse i forskningsprosjektet

# ENERGIFORBRUK OG FREMDRIFTSKREFTER UNDER MOBILITETSOPPGAVER UTFØRT MED MANUELLE RULLESTOLER

Dette er et spørsmål til deg om å delta i en forskningsprosjekt for å undersøke om energiforbruk og kraftutvikling er forskjellig ved bruk av to typer rullestol med forskjellig design. Du er forespurt om å delta fordi du er en frisk, yngre person og som ikke vil ha problemer med å gjennomføre de fysiske testene i denne studien. Det er dekan ved Fakultet for Helsevitenskap, ved OsloMet –storbyuniversitetet som er forskningsansvarlig for studien

### 4.1 Hva innebærer PROSJEKTET?

I denne studiene. Det skal gjennomføres tester med to rullestoler med ulikt design og ulike oppgaver. For hver rullestoltest, skal du utføre fire ulike manøvreringsoppgaver med ulik vanskelighetsgrad. Disse oppgavene skal du gjennomføre i en hastighet du velger selv, og med en hastighet som er så hurtig du klarer. Under denne testingen måles ditt energiforbruk ved hjelp av bærbart utstyr for oksygenopptaksmålinger. Inklusive pauser vil denne testingen ta ca. to timer.

I prosjektet vil vi innhente og registrere opplysninger om deg. I tillegg til opplysninger om høyde, alder, vekt, vil også energiforbruk/oksygenopptak, hjerterefrekvens, lungeventilasjon og grad av subjektiv anstrengelse registreres. Under øvelsene med rullestolene vil det også registreres hvor mye kraft du utvikler for å bevege rullestolen, hastighet, o.l. Dette gjøres av erfarne testledere.

### 4.2 Mulige fordeler og ulemper

Det er ikke spesiell ulemper med å delta i denne studien. Det kan være uvant å manøvrere en rullestol, men det er ikke spesielt fysisk krevende. Ved å delta vil du kunne gi et viktig bidrag til å belyse hvordan ulike rullestoldesign kan påvirke hvor mye krefter og energi personer som er bundet til rullestolen bruker på deres forflytning. Dette vil kunne gi verdifull informasjon som kan gjøre forflyttingsoppgaver mindre krevende for disse personene

### 4.3 Frivillig deltakelse og mulighet for å trekke sitt samtykke

Det er frivillig å delta i prosjektet. Dersom du ønsker å delta, undertegner du samtykkeerklæringen på siste side. Du kan når som helst og uten å oppgi noen grunn trekke ditt samtykke. Dette vil ikke få konsekvenser for din videre behandling (Siste setning fjernes dersom deltakeren ikke rekrutteres i kraft av å være pasient). Dersom du trekker deg fra prosjektet, kan du kreve å få slettet innsamlede prøver og opplysninger, med mindre opplysningene allerede er inngått i analyser eller brukt i vitenskapelige publikasjoner. Dersom du senere ønsker å trekke deg eller har spørsmål til prosjektet, kan du kontakte Terje Gjovaag, på enten tlf. 67236267 eller e-post [terje.gjovaag@oslomet.no](mailto:terje.gjovaag@oslomet.no)

### 4.4 Hva skjer med informasjonen om deg?

Informasjonen som registreres om deg skal kun brukes slik som beskrevet i hensikten med studien. Du har rett til innsyn i hvilke opplysninger som er registrert om deg og rett til å få korrigert eventuelle feil i de opplysningene som er registrert.

Alle opplysningene vil bli behandlet uten navn og fødselsnummer eller andre direkte gjenkjenner opplysninger. En kode knytter deg til dine opplysninger gjennom en navneliste.

Prosjektleder har ansvar for den daglige driften av forskningsprosjektet og at opplysninger om deg blir behandlet på en sikker måte. Informasjon om deg vil bli anonymisert etter prosjektslutt.

#### 4.5 Forsikring [Beskriv det som er aktuelt]

I denne studien er du dekket av en egen ansvarsforsikring (Forsikringsselskapet If) for eventuelle skader som måtte oppstå i forbindelse med testingen.

#### 4.6 Utlevering av opplysninger til andre [Tas kun med hvis det er aktuelt]

Ved å delta i prosjektet, samtykker du også til at opplysninger om energiforbruk og kraftutvikling kan utleveres til forskere ved Universitet i Brasil som er samarbeidspartnere i dette prosjektet. Koden som knytter deg til dine personidentifiserende opplysninger vil ikke bli utlevert.

#### 4.7 Godkjenning

Prosjektet er godkjent av Regional komite for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk, [sett inn saksnr. hos REK (20xx/yyy)].

## 5 Samtykke til deltakelse i PROSJEKTET

### 5.1 Jeg er villig til å delta i prosjektet

-----  
Sted og dato

-----  
Deltakers signatur

-----  
Deltakers navn med trykte bokstaver

Jeg bekrefter å ha gitt informasjon om prosjektet

-----  
Sted og dato

-----  
Signatur

-----  
Rolle i prosjektet



**ANEXO B**

**Prosjektøknad** Skjema for søknad om godkjenning av forskingsprosjekt i dei regionale komiteane for medisinsk og helsefagleg forskingsetikk (REK)

**Dokument-id: 1068896**

## 1. Generelle opplysningar

### 1.1 Prosjektleiar

Namn	Guilherme Bertolaccini
Akademisk grad	Master
Stilling	PhD
Hovedarbeidssted:	OsloMet
Arbeidsadresse	Pilestredet 35
Postnummer	0806
Stad	Oslo
Telefon:	48686857
E-post adresse	guilhermebertolaccini@gmail.com

### 1.2 Prosjektittel

Norsk tittel
Vitenskapelig tittel

### 1.3 Forskingsansvarleg

Institusjon	Kontaktperson	Stilling	E-post adresse
-------------	---------------	----------	----------------

### 1.4 Initiativtakar

Kven er initiativtakar til prosjektet?

**1.5 Utdanningsprosjekt**

Er prosjektet del av ei utdanning eller doktorgrad?

**1.6 Prosjektmedarbeidarar**

Namn	Stilling	Institusjon	Akademisk rolle	Prosjektrolle
------	----------	-------------	--------------------	---------------

Ingen prosjektmedarbeidarar

**1.7 Tidsramme for prosjektet**

Prosjektstart dato

Prosjektslutt dato

**1.8 Offentleg innsyn**

Blir det søkt om unntak frå offentleg innsyn i søknad eller vedlegg?

**1.9 Samarbeid med utlandet**

Har prosjektet noko form for samarbeid med utlandet? Nei

**1.10 Anna prosjekt med betydning for vurderinga**

Er det noko anna prosjekt som kan ha betydning for vurderinga av det aktuelle prosjektet?

**2. Prosjektopplysningar****2.1 Oppsummering av forskningsprosjektet**

*Prosjektbeskriving*

**2.2 Legemiddelutprøving**

Legemiddelutprøving

**2.3 Forskningsdata**

2.3.1 Tidlegare registrerte opplysningar

2.3.2 Nye helseopplysningar

2.3.3 Humant biologisk materiale

**2.4 Studiepopulasjon**

2.4.1 Antall forskningsdeltakere og styrkeberegning

2.4.2 Beskriving av forskningsdeltakarar/utval

**2.5 Forskningsmetode**

2.5.1 Metode for analysering av data



2.5.2 Metode for innhenting av data

**2.6 Grunngeving for val av data og metode**

*Gjer greie for den faglege og vitskapelege grunngevinga for val av data og metode*

**3. Informasjon, samtykkje og personvern****3.1 Samtykkje vil bli innhenta**

Samtykkje vil bli innhenta

**3.2 Samtykkje er allereie innhenta**

Samtykkje er allereie innhenta

### 3.3 Det søkjast om fritak frå kravet om å innhente samtykkje

Det søkjast om fritak frå kravet om å innhente samtykkje

## 4. Avveining av nytte og risiko ved prosjektet

### 4.1 Fordelar

*Angje fysisk, psykisk, sosial og/eller praktisk fordel/nytte/gagn nå eller i fremtida for den enkelte pasient/deltakar, grupper av personar, samfunnet og/eller vitskapen .*

### 4.2 Ulemper

*Angje fysisk, psykisk, sosial og/eller praktisk risiko/skade/ubehag/belastning/uileilighet nå eller i fremtida for den enkelte pasient/deltakar, grupper av personar, samfunn og/eller miljø .*

### 4.3 Tiltak

*Gjer greie for eventuelle særlege tiltak for å ivareta og beskytte pasientane/deltakarane i forskningsprosjektet og for å avgrense mulig risiko/ulempe*

### 4.4 Forsvarlighet

*Kvifor er det forsvarleg å gjennomføre prosjektet? Grunngi ein avveiging av fordelar og ulemper ved forskningsprosjektet.*

## 5. Sikkerhet, interesser og publisering

### 5.1 Personidentifiserbare opplysningar

I kva form skal personidentifiserbare opplysningar og prøver brukast i prosjektet?

**5.2 Internkontroll og sikkerhet****5.3 Forsikring for forskningsdeltakarar****5.4 Vurdering av andre instansar**

Prosjektet har blitt vurdert/skal vurderast av:

**5.5 Interesser**

*Finansieringskjelder*

*Godtgjering til institusjon*

*Honorar prosjektleiar/-medarbeidarar*

*Kompensasjon for forskningsdeltakarar*

*Eventuelle interessekonflikatar for prosjektleiar/-medarbeidarar*

**5.6 Publisering**

Er det restriksjonar med omsyn til  
offentleggjing og publisering av  
resultata fra prosjektet?

*Gjer greie for korleis resultatane skal gjereast offentleg tilgjengeleg*

**5.7 Handtering av data etter prosjektslutt**

*Korleis skal personopplysningar handterast etter prosjektslutt?*

**6. Vedlegg**

Ingen vedlegg

## 7. Ansvarserklæring

Eg erklærer at prosjektet vil bli gjennomført

---

**APENDICE A**





## International Journal of Occupational Safety and Ergonomics



ISSN: 1080-3548 (Print) 2376-9130 (Online) Journal homepage: <http://www.tandfonline.com/loi/tose20>

### The influence of axle position and the use of accessories on the activity of upper limb muscles during manual wheelchair propulsion

Guilherme da Silva Bertolaccini, Idinei Francisco Pires de Carvalho Filho, Gustavo Christofoletti, Luis Carlos Paschoarelli & Fausto Orsi Medola

To cite this article: Guilherme da Silva Bertolaccini, Idinei Francisco Pires de Carvalho Filho, Gustavo Christofoletti, Luis Carlos Paschoarelli & Fausto Orsi Medola (2017): The influence of axle position and the use of accessories on the activity of upper limb muscles during manual wheelchair propulsion, International Journal of Occupational Safety and Ergonomics, DOI: [10.1080/10803548.2017.1294369](https://doi.org/10.1080/10803548.2017.1294369)

To link to this article: <http://dx.doi.org/10.1080/10803548.2017.1294369>



Accepted author version posted online: 17 Feb 2017.  
Published online: 24 Mar 2017.



Submit your article to this journal [↗](#)



Article views: 53



View related articles [↗](#)



View Crossmark data [↗](#)

Full Terms & Conditions of access and use can be found at  
<http://www.tandfonline.com/action/journalInformation?journalCode=tose20>

Download by: [Mr Guilherme Silva Bertolaccini]

Date: 20 July 2017, At: 14:02

## The influence of axle position and the use of accessories on the activity of upper limb muscles during manual wheelchair propulsion

Guilherme da Silva Bertolaccini<sup>a</sup>, Idinei Francisco Pires de Carvalho Filho<sup>b</sup>, Gustavo Christofoletti<sup>c</sup>,  
Luis Carlos Paschoarelli<sup>a,b</sup> and Fausto Orsi Medola<sup>a,b\*</sup>

<sup>a</sup>Graduate Programme in Design, UNESP – University Estadual Paulista, Brazil; <sup>b</sup>Department of Design, UNESP – University Estadual Paulista, Brazil; <sup>c</sup>Department of Physiotherapy, UFMS – Federal University of Mato Grosso do Sul, Brazil

**Introduction.** Wheelchair configuration is an important factor influencing the ergonomics of the user–device interface and, from a biomechanical point of view, small changes in chair setup may have a positive influence on the demand on the upper limbs during manual propulsion. This study aimed to investigate the influence of the position of the rear wheels' axle and the use of accessories on the activity of upper limb muscles during manual wheelchair propulsion. **Methods.** Electromyography signals of the biceps, triceps, anterior deltoids and pectoralis major were collected for 11 able-bodied subjects in a wheelchair propulsion protocol with four different wheelchair configurations (differing in axle position and the use of accessories) on a straightforward sprint and a slalom course. **Results.** With accessories, moving the axle forward led to a decrease in the activity of all muscles in both the straightforward sprint (significant differences in triceps, anterior deltoids and biceps) and the slalom course (significant difference in anterior deltoids and biceps). However, when propelling the chair without accessories, no difference was found related to axle position. **Conclusion.** Changes in wheelchair configuration can influence the ergonomics of manual wheelchair propulsion. Reducing the biomechanical loads may benefit users' mobility, independence and social participation.

**Keywords:** wheelchairs; biomechanics; manual propulsion; ergonomics; assistive technologies

### 1. Introduction

Wheelchair use has been addressed in a variety of topics covering the biomechanics of manual propulsion [1–3], sports [4,5], problems related to mobility [6,7] and workplace [8–10]. Although used widely, the wheelchair has problems that prevent the user from moving with independence, safety and satisfaction. From an ergonomic point of view, such problems can be divided into two main topics: seating and mobility. While the former focuses on the interaction between the user's body and the support interfaces (seat, backrest, armrest and foot support), mobility addresses the user's actions and the resulting movement of the wheelchair.

Manual wheelchairs users have many functional difficulties in daily life. Mobility tasks as simple as climbing a sidewalk can be very hard. In this way, moving with the wheelchair for long distances is strongly limited and, as a result, the daily distance traveled and average speed are significantly lower in wheelchair mobility when compared with walking [11–14]. Manual wheelchair propulsion exposes the upper limbs to a harmful combination of load and repetition that may cause many injuries [15]. Because users occupy the chair for about 11 h/day [14], the wheelchair becomes an extension of the users' body

and influences their social participation [16] and daily work.

In order to study wheelchair mobility in a closer way to how people move in their daily routine, it is important to investigate the biomechanics of manual propulsion not only in straightforward motion, but also in trajectories comprising changes in movement direction and acceleration. A previous study demonstrated that the influence of the mechanical aspects on the movement of the wheelchair is dependent on the trajectory and acceleration [17].

The wheelchair configuration is very important to determine the upper limb actions during manual propulsion. The position and camber of the rear wheels, tire and wheel types, seat and backrest angles, frame design and the use of accessories (armrest, clothing shields) are features of the equipment design that can affect propulsion forces, upper limb range of motion, rolling resistance and system stability [18]. Therefore, a proper selection regarding the wheelchair configuration can improve overall mobility performance.

Many wheelchairs have adjustable settings allowing the users to set up the wheelchair in accordance with their needs and preferences. Moving the rear wheels forward or rearward and using or removing accessories such as

\*Corresponding author. Email: [fausto.medola@faac.unesp.br](mailto:fausto.medola@faac.unesp.br)

armrests and seat cover plates are two changes in configuration commonly made by users to make the equipment more suitable to them. However, the influence of the combination between axle position and use of accessories on the biomechanics of manual propulsion is still unclear. This information may contribute to improve the ergonomics of manual wheelchairs by providing objective data on how changes in the equipment configuration influence the users' actions during manual wheelchair propulsion.

This study aimed at investigating the influence of the position of the rear wheels' axle and the use of accessories on the activity of upper limb muscles during manual wheelchair propulsion.

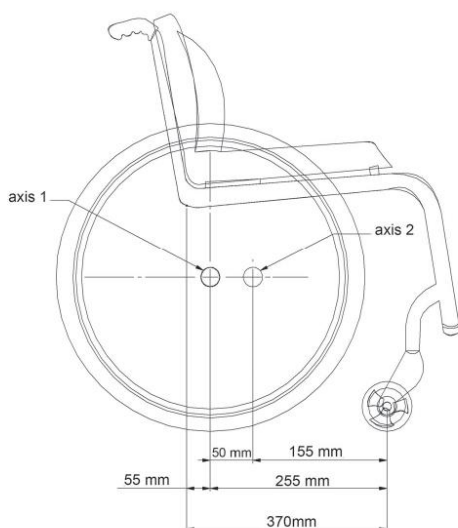


Figure 1. Relative position of the rear wheels to the user.

## 2. Materials and methods

### 2.1. Participants

A convenience sample of 11 participants without physical disabilities (mean age  $23.82 \pm 3.46$  years, mean height  $1.77 \pm 0.06$  m, mean weight  $76.09 \pm 11.43$  kg), all male, were recruited at the São Paulo State University (UNESP, Bauru, Brazil) and voluntarily participated in this study. Participants met the following inclusion criteria: (a) minimum age of 18 years; (b) had no upper limb pain, injuries or disorders that could influence the manual wheelchair propulsion. Prior to data collection, participants read and signed an informed consent form that had been submitted and approved by the Ethics Committee of the Faculty of Architecture, Arts and Communication – UNESP (Process. N. 800.500).

### 2.2. Equipment and procedure

A manual wheelchair with a rigid frame was used in four different configurations, varying according to a relative fore–aft rear axle position to the frame of 50 mm (Figure 1) and the use or not of accessories (clothing shields and armrests), as shown in Figure 2. The total weight of the accessories was 1.95 kg.

These configurations were tested in two different trajectories: straightforward sprint (acceleration in a 15-m straight motion) and slalom course (nine cones aligned and separated by decreasing distances) (Figure 3), as proposed in a previous study [17]. For both trajectories, subjects were instructed to propel the chair as fast as possible. The sequence of trajectories and wheelchair configurations were randomized for each subject.

During the tests, surface electromyography (EMG) data of the biceps brachial, triceps brachial, anterior deltoids and pectoralis major were collected using four-channel wireless sensors (T-Sens; TEA Ergo, France) and a Data-logger module (CAPTIV; TEA Ergo, France) to register the EMG signals. Triode surface self-adhesive electrodes T3402M (Thought Technology, Canada) were placed in the



Figure 2. Wheelchairs with and without accessories.

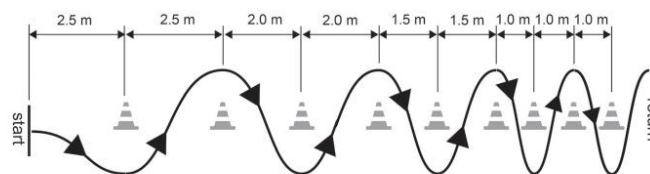


Figure 3. Slalom course.

Table 1. Mean EMG activity (mV) of the four muscles during manual wheelchair propulsion with the accessories.

Muscle	Trajectory	Rearward axle	Forward axle	<i>p</i>
Pectoralis major	Straightforward	101.64 (84.55)	89.36 (63.82)	0.24
	slalom	35.71 (24.10)	34.19 (28.09)	0.68
Triceps brachial	Straightforward	190.46 (161.61)	145.79 (99.81)	0.02*
	slalom	91.44 (58.42)	87.45 (45.18)	0.57
Anterior deltoids	Straightforward	281.16 (159.22)	224.37 (110.98)	0.04*
	slalom	124.23 (56.12)	98.29 (52.11)	0.01*
Biceps brachial	Straightforward	152.84 (56.42)	96.57 (48.31)	0.02*
	slalom	53.13 (37.88)	36.32 (18.59)	0.01*

\**p* < 0.05.

Note: EMG = electromyography.

respective positions for each muscle in accordance with the SENIAM project ([www.seniam.org](http://www.seniam.org)) on the dominant side of the subject's body to record the electrical activity of the muscles. Surface EMG data were sampled at 2048 Hz (which is more than double the frequency in human muscles) [19] to satisfy the Nyquist Theorem, and the root mean square (rms) value was calculated and transmitted by the T-Sens module. The frequency of the rms calculation was 128 Hz, and data analysis was performed with the CAPTIV L-7000 software (TEA Ergo, France). All EMG calculation was in mV and analyzed during the complete trajectory, and the first and last pushes were discarded, in order to analyze the muscle activity in plain motion. The mean time window of the analysis was 6.52 s for the straightforward motion and 31.23 s for the slalom.

### 2.3. Data analysis

Mean values were obtained for the EMG measurements of the four muscles of all subjects. To verify statistical differences in the mean EMG of the four muscles between all of the wheelchair configurations for both trajectories, Friedman's test was applied. To verify statistical difference in paired data, the Wilcoxon test was applied, because the data did not show a normal distribution as revealed by the Shapiro-Wilk test. Significance was determined by  $p \leq 0.05$ . All statistical analyses were performed using SPSS version 22.0.

### 3. Results

The results show that wheelchair design and configuration can influence the load on the upper limbs. For the

wheelchair with accessories, axle position was shown to be a factor that influences the biomechanical load on the upper limbs. In the straightforward sprint, the axle in the forward position showed lower activity than the rearward position in all of the muscles, with significant difference found in the triceps ( $p = 0.02$ ), anterior deltoids ( $p = 0.04$ ) and biceps ( $p = 0.02$ ). This was also found in the slalom course, because propelling the chair with the axle in the forward position required less activity of all muscles in comparison with the rearward position, although significant difference was found only with the anterior deltoids ( $p = 0.01$ ) and biceps ( $p = 0.01$ ) (Table 1).

Conversely, the influence of axle position appeared to be minimized when propelling the chair with the accessories removed, because there was no significant difference regarding the axle position for both the straightforward sprint and the slalom course (Table 2).

The differences in the muscle activity related to the wheelchair configurations (axle position and accessories) and trajectories can be interpreted by the ratio of the mean EMG for the forward and rearward axle positions, as presented in Figure 4. Values lower than one indicate lower demand on the upper limbs during manual propulsion with the axle in a forward position, while values higher than one indicate the opposite, i.e., lower demand with the axle in a rearward position.

### 4. Discussion

Wheelchair design and configuration are important factors that can influence the demand on the upper limbs during manual propulsion. This study addressed the influence of a

Table 2. Mean EMG activity (mV) of the four muscles during manual wheelchair propulsion without the accessories.

Muscle	Trajectory	Rearward axle	Forward axle	<i>p</i>
Pectoralis major	Straightforward	88.66 (71.58)	90.14 (82.33)	0.99
	slalom	31.56 (24.85)	29.39 (19.63)	0.49
Triceps brachial	Straightforward	183.35 (150.79)	192.24 (1342.43)	0.37
	slalom	91.12 (56.36)	95.07 (54.59)	0.33
Anterior deltoids	Straightforward	253.41 (131.53)	255.01 (150.73)	0.92
	slalom	105.45 (54.30)	99.93 (49.05)	0.43
Biceps brachial	Straightforward	109.78 (70.51)	123.74 (95.91)	0.30
	slalom	40.93 (25.82)	39.64 (19.73)	0.99

Note: EMG = electromyography.

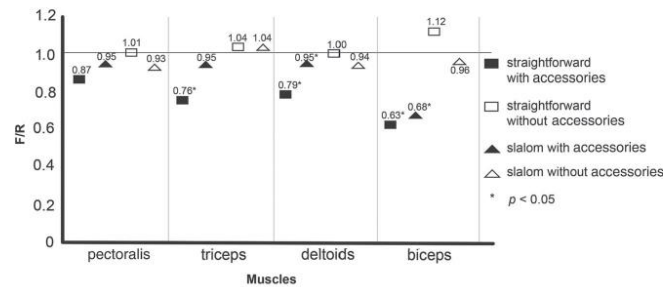


Figure 4. Ratio (F/R) of the mean EMG for the forward (F) and rearward (R) axle positions.

Note: EMG = electromyography.

slight but relevant aspect – axle position – on the activity of upper limb muscles that many times is neglected during equipment design and setup. Because some users remove the accessories (armrest and clothing shields) in order to make the chair lighter, we investigated the influence of axle position in both situations: with and without accessories.

Our results show that moving the axle position forward led to a decrease in the activity of upper limbs during manual wheelchair propulsion in both the straightforward sprint and the slalom course. However, this difference was significant only in the standard configuration (with accessories). Previous studies have highlighted the benefits of positioning the axle forward on the demand on the upper limbs [20,21]. From a mechanical perspective, moving the axle forward reduces the length of the equipment, which impacts the rotational inertia of the system. Additionally, moving the rear wheels forward may contribute to wheelchair mobility by reducing the rolling resistance, because the user's body moves toward the rear wheels [22].

Although moving the rear wheels' axle forward seems to provide an ergonomic benefit for the user in terms of facilitating manual propulsion, it must be taken into account that it has consequences on the equipment stability. In practice, the more forward the axle, the easier it is for the wheelchair to tip over. The guidelines for preserving upper limb function after spinal cord injury recommend that the rear wheels' axle must be positioned as forward as possible without compromising equipment stability [19].

This can only be set up with the participation of the user.

Although the current study produced important findings, it has limitations that must be noted. First, procedures were not performed with real users, and only men participated in the study. Additionally, tasks were conducted at the highest speed the subjects could propel. Another limitation is that we did not assess the subjects' perceptions of the efforts during manual wheelchair propulsion, which could demonstrate whether these changes in wheelchair design and configuration are perceived or not by the subjects.

## 5. Conclusion

The wheelchair can enhance users' mobility, independence and social participation, and small changes in its design and configuration can lead to important contributions to daily mobility. The current findings suggest that moving the rear wheels' axle forward may have a positive effect on manual propulsion by decreasing the activity of upper limb muscles, although this was only found with the chair in its standard configuration (with accessories). This shows an existing correlation between wheelchair mechanics and propulsion biomechanics. From an ergonomic perspective, adjusting the equipment mechanics (resulting from different configurations) must be seen as a strategy to reduce the loads on the upper limbs, thus benefiting users' mobility.

This information may benefit designers, manufacturers and health professionals in the design, prescription and provisioning of manual wheelchairs. Providing a wheelchair with adjustable configurations – the current study focused on the axle position – may help the user to set up the chair in accordance with his/her characteristics, needs and expectations.

#### Disclosure statement

No potential conflict of interest was reported by the authors.

#### Funding

This work was supported by CAPES (Coordination for the Improvement of Higher Level Personnel); FAPESP (São Paulo Research Foundation) [grant no. 16/05026-6]; CNPq (National Council for Scientific and Technological Development) [grant no. 458740/2013-6].

#### Ethical approval

All the study procedures were submitted and approved by the Ethics Committee of the Faculty of Architecture, Arts and Communication – UNESP (Process. N. 800.500).

#### ORCID

Fausto Orsi Medola  <http://orcid.org/0000-0003-2308-6524>

#### References

- [1] Slowik JS, Requejo PS, Mulroy SJ, et al. The influence of wheelchair propulsion hand pattern on upper extremity muscle power and stress. *J Biomech.* 2016;49(9):1554–1561. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.03.031
- [2] Moon Y, Chandrasekaran J, Hsu IMK, et al. Variability of peak shoulder force during wheelchair propulsion in manual wheelchair users with and without shoulder pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2013;28(0):1–16.
- [3] Desroches G, Dumas R, Pradon D, et al. Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010;25(4):299–306. doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.12.011
- [4] Aytaç A, Zeybek A, Pekyavas NO, et al. Scapular resting position shoulder pain and function in disabled athletes. *Prosthet Orthot Int.* 2015;39(5):390–396. doi:10.1177/0309364614534295
- [5] Cavedon V, Zancanaro C, Milanese C. Kinematic analysis of the wheelchair tennis serve: implications for classification. *Scand J Med Sci Sports.* 2014;24(5):e381–e388. doi:10.1111/sms.12182
- [6] Tomsone S, Haak M, Löfqvist M. Experiences of mobility device use over time: a multiple case study among very old Latvian women. *Scand J Occup Ther.* 2016;23(1):67–78. doi:10.3109/11038128.2015.1068850
- [7] Brandt A, Kreiner S, Iwarsson S. Mobility-related participation and user satisfaction: construct validity in the context of powered wheelchair use. *Disabil Rehabil Assist Technol.* 2010;5(5):305–313. doi:10.3109/17483100903394636
- [8] Das B, Black NL. Isometric pull and push strengths of paraplegics in the workspace: 1. Strength measurement profiles. *Int J Occup Saf Ergon.* 2000;6(1):47–65. doi:10.1080/10803548.2000.11076443
- [9] Das B, Black NL. Isometric pull and push strengths of paraplegics in the workspace: 2. Statistical analysis of spatial factors. *Int J Occup Saf Ergon.* 2000;6(1):67–80. doi:10.1080/10803548.2000.11076444
- [10] Troy BS, Cooper RA, Robertson RN, et al. An analysis of work posture of manual wheelchair users in the office environment. *J Rehabil Res Dev.* 1997;34(2):151–161.
- [11] Bohannon RW. Number of pedometer-assessed steps taken per day by adults: a descriptive meta-analysis. *Phys Ther.* 2007;87:1642–1650. doi:10.2522/ptj.20060037
- [12] Karmarkar AM, Collins DM, Kelleher A, et al. Manual wheelchair-related mobility characteristics of older adults in nursing homes. *Disabil Rehabil Assist Technol.* 2010;5:428–437. doi:10.3109/17483107.2010.481346
- [13] Tolerico ML, Ding D, Cooper RA, et al. Assessing mobility characteristics and activity levels of manual wheelchair users. *J Rehabil Res Dev.* 2007;44:561–571. doi:10.1682/JRRD.2006.02.0017
- [14] Sonenblum SE, Sprigle S, Lopez RA. Manual wheelchair use: bouts of mobility in everyday life. *Rehabil Res Pract.* 2012. doi:10.1155/2012/753165
- [15] Alm M, Saraste H, Norrbrink C. Shoulder pain in persons with thoracic spinal cord injury: prevalence and characteristics. *J Rehabil Med.* 2008;40:277–283. doi:10.2340/16501977-0173
- [16] Chaves ES, Boninger ML, Cooper R, et al. Assessing the influence of wheelchair technology on perception of participation in spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85:1854–1858. doi:10.1016/j.apmr.2004.03.033
- [17] Medola FO, Dao PV, Caspall JJ, et al. Partitioning kinetic energy during freewheeling wheelchair maneuvers. *IEEE Trans Neural Rehabil Eng.* 2014;22(2):326–333. doi:10.1109/TNSRE.2013.2289378
- [18] Medola FO, Elui VMC, Santana CS, et al. Aspects of manual wheelchair configuration affecting mobility: a review. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(2):313–318. doi:10.1589/jpts.26.313
- [19] Winter DA. Electromyogram recording, processing, and normalization: procedures and considerations. *J Hum Muscle Perform.* 1991;1(2):5–15.
- [20] Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine. Preservation of upper limb function following spinal cord injury: a clinical practice guideline for health-care professionals. *J Spinal Cord Med.* 2005;28(5):434–470. doi:10.1080/10790268.2005.11753844
- [21] Gorce P, Louis N. Wheelchair propulsion kinematics in beginners and expert users: influence of wheelchair settings. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012;27:7–15. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.07.011
- [22] MacPhee AH, Kirby RL, Bell AC, et al. The effect of knee-flexion angle on wheelchair turning. *Med Eng Phys.* 2001;23:275–283. doi:10.1016/S1350-4533(01)00024-8



Isaksen, Scott G., and John P. Gaulin. "A Reexamination of Brainstorming Research: Implications for Research and Practice." *Gifted Child Quarterly* 49, no. 4 (October 2005): 315–29. <https://doi.org/10.1177/001698620504900405>.

Kumar, Pankaja Pradeep (2005). "Uso efectivo del diagrama de Gantt para la gestión de proyectos a gran escala" . *Ingeniería de costes* . 47 (7): 14-21. ISSN 0274-9696 .

OMS